



TUGAS AKHIR - TE 141599

**PEMROSESAN SINYAL EMG SEBAGAI POLA AWAL
FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION UNTUK
RESTORASI GERAKAN BERJALAN PADA MANUSIA**

Rusyadi Wihardi
NRP 2211100065

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016



FINAL PROJECT - TE 141599

***EMG SIGNAL PROCESSING AS INITIAL PATTERN OF
FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION FOR
HUMAN GAIT RESTORATION***

Rusyadi Wihardi
NRP 2211100065

Advisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ELECTRICAL ENGINEERING MAJOR
Industry Technology Faculty
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016


**PEMROSESAN SINYAL EMG SEBAGAI POLA
AWAL *FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION*
UNTUK RESTORASI GERAKAN BERJALAN PADA
MANUSIA**

TUGAS AKHIR

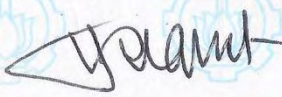
Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui :

Dosen Pembimbing I,


Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
NIP : 197103141997021001

Dosen Pembimbing II,


Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.
NIP : 197002121995121001



PEMROSESAN SINYAL EMG SEBAGAI POLA AWAL *FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION* UNTUK RESTORASI GERAKAN BERJALAN PADA MANUSIA

Nama : Rusyadi Wihardi
Dosen Pembimbing 1 : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Dosen Pembimbing 2 : Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ABSTRAK

Dalam pengembangan sistem *closed-loop* FES diperlukan adanya pola awal yang diberikan kepada sistem tersebut. Pola awal ini dapat diketahui dengan melakukan identifikasi aktivitas otot. Dan aktivitas otot dapat diidentifikasi dengan merekam dan mengolah sinyal otot atau sinyal EMG khususnya pada otot-otot yang bekerja ketika gerakan berjalan. Pada tugas akhir ini dilakukan perancangan instrumentasi EMG untuk akuisisi data sinyal EMG dalam bentuk *raw* dan *linear envelope*. Sedangkan pengolahan sinyal digunakan untuk menghasilkan *linear envelope* membandingkan *linear envelope* hasil pengolahan *hardware* dan *software*. Pengolahan sinyal juga digunakan untuk normalisasi sinyal EMG menggunakan metode *Maximum Muscle Test* (MMT) untuk mendapatkan informasi pola aktivitas dari otot-otot tersebut. Dari hasil perancangan, didapatkan bahwa sinyal EMG dapat diakuisisi dengan instrumentasi EMG yang terdiri dari penguat instrumentasi dengan penguatan ± 1000 kali, HPF +40 dB/dec 20 Hz, LPF -40 dB/dec 500 Hz dan BSF +40dB/dec 50 Hz. Dan dari hasil perbandingan *linear envelope* didapatkan bahwa pengolahan menggunakan *hardware* memiliki nilai yang lebih besar dibandingkan dengan pengolahan menggunakan *software*, namun memiliki pola yang sama. Kemudian dari hasil pengolahan juga didapatkan pola aktivitas otot berupa *onset* dan durasi kontraksi dalam satu siklus *gait*. Hasil tugas akhir ini diharapkan dapat ditindaklanjuti dengan penelitian lanjutan ekstraksi informasi pola EMG untuk stimulasi *functional electrical stimulation* pada restorasi kemampuan berjalan.

Kata Kunci : FES, *Electromyography*, EMG.

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

EMG SIGNAL PROCESSING AS INITIAL PATTERN OF FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION FOR HUMAN GAIT RESTORATION

Name : Rusyadi Wihardi
Advisor 1 : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Advisor 2 : Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ABSTRACT

In developing closed-loop FES system, initial pattern is needed by the system. This initial pattern can be determined by identifying the muscles activity. And muscles activity can be determined by recording and processing EMG signal on some muscles that responsible to do any movements during walking. This final project designed an instrument than can perform data acquisition of EMG signal in the form raw and linear envelope. Then, signal processing using computer programs was used to get linear envelope and comparison of linear envelope by hardware and software. Signal processing was also used to normalize EMG signal using Maximum Muscle Test (MMT) method to obtain information about activity of the muscles during walking. From the result of the design, it was found that the EMG Signal could be acquired by EMG instrumentation consisting of instrumentation amplifier with gain of ± 1000 , HPF +40dB/dec 20 Hz, LPF -40 dB/dec 500 Hz, and BSF +40 dB/dec 50 Hz. And the result from comparison of linear envelope showed that linear envelope by hardware give bigger value than software, but in the same pattern. Then, from the signal processing result showed activation pattern of muscles onset and duration of contraction during one gait cycle. Results of this final project was expected to followed up by next research in extrascting EMG pattern information for composing stimulation pattern of functional electrical stimulation for restoring gait.

Keywords : FES, Electromyography, EMG.

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Allah SWT atas rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian dan penulisan buku tugas akhir dengan judul :

PEMROSESAN SINYAL EMG SEBAGAI POLA AWAL *FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION* UNTUK RESTORASI GERAKAN BERJALAN PADA MANUSIA

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan tugas akhir ini banyak mengalami kendala, namun berkat bantuan, bimbingan, dan kerjasama dari berbagai pihak sehingga kendala tersebut dapat diatasi. Untuk itu penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada:

1. Ayah, Ibu, Uni dan seluruh keluarga atas dukungan moril dan materiil yang selalu memberikan semangat dan dorongan kepada penulis dalam mengerjakan tugas akhir ini.
2. Bapak Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng., Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT. selaku dosen pembimbing, atas bimbingan yang telah diberikan mulai dari awal penelitian hingga proses akhir penelitian.
3. Bapak Ir. Tasripan selaku koordinator Bidang Studi Elektronika dan dosen wali yang memberikan begitu banyak motivasi dan inspirasi.
4. Dr. Ardyono Priyadi, ST., M.Eng. selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya.
5. Seluruh dosen bidang studi elektronika dan seluruh dosen Teknik Elektro ITS.
6. Teman-teman lab B205 yang berjuang bersama-sama dalam mengerjakan tugas akhir atupun tesis yang telah sangat membantu : Haekal (teh Ara), Farid (*swift*), Mufi (tukang lapak), Mba Anita (teh Euis), Mba Dina (emak), Mba Nita, dan Mba Nada.
7. Teman-teman simpatisan dan alumni lab B205 yang juga ikut membantu serta menghidupkan suasana lab sehingga pengerjaan tugas akhir ini menjadi terasa lebih ringan : Mba Mawar, Mba Vinda, Mas Nanang, Mas Oki dan Mas Fauzan.
8. Para subyek yang telah meluangkan waktu untuk pengambilan data dalam tugas akhir ini.
9. Teman-teman Kontrakan Gaul Bhaskara Jaya yang telah membuat kehidupan selama berkuliah di elektro menjadi berwarna : Dika (barbie), Nazmi (nijam, nizman, gendut), Hasrul (anak gunung), Ilham (anak goa), dan Lukman (sang pujangga).

10. Teman-teman K28 yang telah berjuang bersama-sama untuk meraih gelar K dan juga telah bersama-sama menikmati keindahan alam Indonesia selama berkuliah di Teknik Elektro ITS : Dylan, Radit, Toshi, Kevin, Nazmi, Lukman, Vigor, Alfian, Aldo, Edward, Arvid, Septy, Dini, Riza, dan Nurul.
11. Teman-teman BG yang juga telah berkontribusi menuliskan cerita dalam lembaran kehidupan di JTE : Mufi, Septy, Ruli, Sasa, Riza, Nurul, dan Nurin.
12. Teman-teman Kabinet Bersinar yang telah bersama-sama berpikir keras untuk menjalani satu tahun kepengurusan HIMATEKTRO 2013-2014 : Anto, Septy, Burhan, Galuh, BHS, Lucky, Afthon, Gusman, Surip, Beny, Ajeng, dan Nabil. Serta Esi dan Ayak yang sudah bekerja keras menjaga kerekatan internal fungsionaris, juga rekan-rekan Sekdep : Pacul, Habib, Ajib, Alfa, Dini, Nurul, Nungki, Lisa dan seluruh fungsionaris HIMATEKTRO Bersinar.
13. Butong dan Farid yang telah menemani dan berjuang bersama dalam tim 1-INA.
14. Arek-arek WP
15. Teman-teman kos Abadi Keputih Gg. III : Yosy, Paulus, Eden, dan Dika.
16. Seluruh teman-teman e51.
17. Teman-teman Hublu HIMATEKTRO Harmoni, Pemandu SATU, SILVER, AMPLAS, ARJUNA.
18. Serta semua pihak yang telah membantu dan tidak dapat disebutkan satu per satu.

Penulis berharap semakin banyak rekan-rekan mahasiswa yang tertarik untuk mengembangkan riset di bidang teknologi terutama bidang biomedika di Indonesia. Penulis menyadari bahwa pada penyusunan laporan tugas akhir ini masih terdapat kekurangan karena keterbatasan yang penulis miliki, dan penulis memohon maaf yang sebesar-besarnya apabila masih terdapat kesalahan dalam penulisan tugas akhir ini. walaupun demikian penulis berharap tugas akhir ini dapat bermanfaat untuk penelitian kedepannya.

Surabaya, Januari 2016
Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Permasalahan	2
1.3 Tujuan	2
1.4 Metodologi	2
1.5 Sistematika Pembahasan	3
1.6 Relevansi	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI	5
2.1 <i>Functional Electrical Stimulation</i>	5
2.1.1 Sistem <i>Closed-Loop</i> FES	6
2.1.2 Konfigurasi Sistem FES	7
2.2 Otot Kaki Manusia	8
2.3 Elektromyogram	9
2.4 Instrumentasi EMG	10
2.4.1 Penguat Instrumentasi	10
2.4.2 High Pass Filter	13
2.4.3 Low Pass Filter	16
2.4.4 Band Stop Filter	18
2.4.5 Penjumlah Tak-Membalik	22
2.5 Sensor untuk Deteksi Fase Gait	23
2.6 <i>Linear Envelope</i>	25
2.6.1 <i>Linear Envelope</i> dengan <i>Hardware</i>	25
2.6.2 <i>Linear Envelope</i> dengan <i>Software</i>	26
BAB III PERANCANGAN SISTEM	29
3.1 Diagram Blok Sistem	29
3.2 Posisi Elektroda pada Kaki Manusia	30
3.3 Perancangan Instrumentasi	31
3.3.1 Perancangan Instrumentasi untuk Proses MMT	32
3.3.2 Perancangan Instrumentasi untuk Proses Gerakan Berjalan	32
3.3.3 Perancangan Penguat Instrumentasi	33

3.3.4 Perancangan Rangkaian HPF +40dB/dec 20Hz	34
3.3.5 Perancangan Rangkaian LPF -40dB 500Hz.....	34
3.3.6 Perancangan Rangkaian BSF +40dB 50 Hz.....	35
3.3.7 Perancangan Rangkaian Penjumlah Tak-Membalik	36
3.3.8 Perancangan Rangkaian Penyearah.....	37
3.3.9 Perancangan Rangkaian LPF -20dB 2 Hz.....	37
3.3.10 Perancangan Sensor untuk Deteksi Gait	38
3.4 Perancangan Akuisisi Data	41
3.5 Perancangan Pengolahan Data.....	41
3.5.1 Perancangan Pengolahan <i>Maximum Muscle Test</i> (MMT).....	42
3.5.2 Perancangan Pengolahan Data Gerakan Berjalan	43
BAB IV HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA	45
4.1 Pengujian dan Analisa Instrumentasi	45
4.1.1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi	45
4.1.2 Pengujian dan Analisa Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz	47
4.1.3 Pengujian dan Analisa Rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz	49
4.1.4 Pengujian dan Analisa Rangkaian BSF 40dB/dec 50 Hz	51
4.1.5 Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah Tak- Membalik.....	53
4.1.6 Pengujian dan Analisa Rangkaian Envelope.....	54
4.1.7 Pengujian dan Analisa Sensor untuk Deteksi <i>Gait</i>	57
4.2 Pengujian dan Analisa Pengolahan Data	57
4.2.1 Pengujian dan Analisa <i>Maximum Muscle Test</i> (MMT) dan Perbandingan <i>Linear Envelope</i> dengan Hardware dan Software	57
4.2.2 Pengujian dan analisa normalisasi sinyal EMG dengan MMT	66
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	75
5.1 Kesimpulan.....	75
5.2 Saran.....	76
DAFTAR PUSTAKA.....	77

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Ilustrasi penggunaan FES[5]	6
Gambar 2. 2 Diagram blok sistem closed-loop FES terinduksi gait[1] ...	7
Gambar 2. 3 Diagram blok konfigurasi sistem FES[1]	8
Gambar 2. 4 Otot-otot dalam gerakan berjalan[2].....	9
Gambar 2. 5 Rangkaian penguat instrumentasi[9]	11
Gambar 2. 6 konfigurasi pin AD620 dan pebandingan dengan 3 op-amp[10].....	13
Gambar 2. 7 Rangkaian HPF -40dB/dec[9]	14
Gambar 2. 8 Rangkaian LPF -40dB/dec[9].....	16
Gambar 2. 9 Rangkaian BSF/Notch Filter[9].....	18
Gambar 2. 10 Rangkaian penjumlah tak membalik[9].....	23
Gambar 2. 11 Stance phase dan swing phase dalam siklus gait[2]	24
Gambar 2. 12 Perubahan konduktansi terhadap perubahan gaya (0-10Kg)[11].....	24
Gambar 2. 13 Rangkaian penyearah gelombang penuh	25
Gambar 2. 14 LPF -20dB/dec	26
 Gambar 3. 1 Diagram blok sistem.....	 29
Gambar 3. 2 Posisi penempatan elektroda : (a) ilustrasi penempatan elektroda, (b) penempatan elektroda pada kaki – tampak depan, (c) penempatan elektroda pada kaki – tampak belakang, (d) penempatan elektroda pada kaki – tampak luar (e) penempatan elektroda pada kaki – tampak dalam	30
Gambar 3. 3 Diagram blok instrumentasi untuk proses MMT	31
Gambar 3. 4 Diagram blok instrumentasi untuk proses gerakan berjalan	31
Gambar 3. 5 Rangkaian penguat instrumentasi	34
Gambar 3. 6 Rangkaian High Pass Filter 40dB/dec 20 Hz	35
Gambar 3. 7 Rangkaian Low Pass Filter -40dB/dec 500 Hz.....	35
Gambar 3. 8 Rangkaian Band Stop Filter -40dB/dec 50 Hz.....	36
Gambar 3. 9 Rangkaian penjumlah tak membalik	36
Gambar 3. 10 Rangkaian penyearah.....	37
Gambar 3. 11 Rangkaian LPF -20dB/dec 2 Hz	38
Gambar 3. 12 Perubahan resistansi terhadap perubahan gaya (0-10kg)	39
Gambar 3. 13 Rangkaian pengubah arus FSR ke tegangan dengan referensi.....	39
Gambar 3. 14 Posisi FSR heel dan toe pada sandal jepit.	40

Gambar 3. 15 Hasil Perancangan Instrumentasi	40
Gambar 3. 16 Diagram blok akuisisi data proses MMT	41
Gambar 3. 17 Diagram blok akuisisi data proses gerakan berjalan	41
Gambar 3. 18 Diagram blok Pengolahan Maximum Muscle Test.....	42
Gambar 3. 19 Diagram blok Pengolahan Data Gerakan Berjalan	44
Gambar 4. 1 Pengujian Penguat Instrumentasi	46
Gambar 4. 2 Hasil Pengujian Penguatan Instrumentasi	46
Gambar 4. 3 Pengujian Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz	48
Gambar 4. 4 Grafik pengujian rangkaian rangkaian HPF +40dB/dec 20Hz	48
Gambar 4. 5 Pengujian rangkaian rangkaian LPF -40dB/dec 500Hz	50
Gambar 4. 6 Grafik pengujian rangkaian rangkaian LPF -40dB/dec 500Hz	50
Gambar 4. 7 Pengujian rangkaian rangkaian BSF +40 dB/dec 50 Hz ...	52
Gambar 4. 8 Grafik pengujian rangkaian rangkaian BSF	52
Gambar 4. 9 Pengujian rangkaian penjumlah tak-membalik	53
Gambar 4. 10 Hasil pengujian rangkaian penjumlah tak-membalik	53
Gambar 4. 11 Pengujian Rangkaian Penyearah	54
Gambar 4. 12 Hasil pengujian rangkaian penyearah tak-membalik	55
Gambar 4. 13 Pengujian rangkaian rangkaian LPF	56
Gambar 4. 14 Grafik pengujian rangkaian rangkaian LPF -20dB/dec 2Hz	56
Gambar 4. 15 Hasil pengujian FSR	57
Gambar 4. 16 MMT otot Soleus Ankle	58
Gambar 4. 17 MMT otot Tibialis Anterior	58
Gambar 4. 18 MMT otot Gastrocnemius Medialis saat Ankle Plantarflexion	58
Gambar 4. 19 MMT otot Gastrocnemius Medialis saat Knee Flexion ..	59
Gambar 4. 20 MMT otot Vastus Muscles	59
Gambar 4. 21 MMT otot Biceps Femoris Short Head	59
Gambar 4. 22 MMT otot Rectus Femoris saat Knee Extension	60
Gambar 4. 23 MMT otot Biceps Femoris Long Head saat Knee Flexion	60
Gambar 4. 24 MMT otot Rectus Femoris saat Hip Flexion.....	60
Gambar 4. 25 MMT otot Biceps Femoris Long Head saat Hip Ekstension.....	61
Gambar 4. 26 MMT otot Iliopsoas	61
Gambar 4. 27 MMT Otot Gluteus Maximus	61

Gambar 4. 28 Hasil Linear Envelope pada otot Soleus Ankle	62
Gambar 4. 29 Hasil Linear Envelope pada otot Tibialis Anterior	62
Gambar 4. 30 Hasil Linear Envelope pada otot Gastrocnemius Medialis	63
Gambar 4. 31 Hasil Linear Envelope pada otot Vastus Muscles	63
Gambar 4. 32 Hasil Linear Envelope pada otot Biceps Femoris Short Head	63
Gambar 4. 33 Hasil Linear Envelope pada otot Rectus Femoris.....	64
Gambar 4. 34 Hasil Linear Envelope pada otot Biceps Femoris Long Head	64
Gambar 4. 35 Hasil Linear Envelope pada otot Iliopsoas	64
Gambar 4. 36 Hasil Linear Envelope pada otot Gluteus Maximus	65
Gambar 4. 37 Data FSR gerakan Berjalan	66
Gambar 4. 38 Data berjalan otot Soleus Ankle	66
Gambar 4. 39 Data berjalan otot Tibialis Anterior	67
Gambar 4. 40 Data berjalan otot Gastrocnemius Medialis	67
Gambar 4. 41 Data berjalan otot Vastus Muscles	67
Gambar 4. 42 Biceps Femoris Short Head	68
Gambar 4. 43 Data berjalan otot Rectus Femoris.....	68
Gambar 4. 44 Data berjalan otot Biceps Femoris Long Head	68
Gambar 4. 45 Data berjalan otot Iliopsoas	69
Gambar 4. 46 Data Berjalan otot Gluteus Maximus	69
Gambar 4. 47 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas stride ke-1	70
Gambar 4. 48 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas pada stride ke-2	71
Gambar 4. 49 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot Gluteus Maximus pada stride ke-1	72
Gambar 4. 50 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot gluteus maximus pada stride ke-2	73

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

DAFTAR TABEL

Tabel 4. 1 Pengujian rangkaian rangkaian HPF +40dB/dec 20Hz	47
Tabel 4. 2 Pengujian rangkaian rangkaian LPF -40dB/dec 500Hz	49
Tabel 4. 3 Pengujian rangkaian rangkaian BSF -40dB/dec 500Hz	51
Tabel 4. 4 Pengujian rangkaian rangkaian LPF.....	55
Tabel 4. 5 Perbandingan nilai Maksimum <i>Linear Envelope</i> antara <i>hardware</i> dan <i>software</i>	65
Tabel 4. 6 Data gait saat pengambilan dengan otot iliopsoas.....	70
Tabel 4. 7 Data gait saat pengambilan dengan otot gluteus maximus..	70
Tabel 4. 8 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas stride ke-1	71
Tabel 4. 9 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas pada stride ke-2.....	72
Tabel 4. 10 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot Gluteus Maximus pada stride ke-1	73
Tabel 4. 11 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot gluteus maximus pada stride ke-2.....	74

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Functional Electrical Stimulation (FES) merupakan sebuah metode terapi restorasi terhadap fungsi motorik pada seseorang yang mengalami kekakuan, umumnya disebabkan pasca stroke dan spinal cord injury (SCI). Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan pengembangan perangkat wearable untuk pengukuran gerakan manusia dan rehabilitasi kemampuan berjalan menggunakan sistem FES[1].

Dalam sistem FES, otot diberikan stimulasi listrik sehingga menghasilkan gerakan dan perubahan pada sendi. Pemberian stimulasi ini akan meningkatkan restorasi terhadap otot dibandingkan hanya berjalan tanpa adanya stimulasi[2]. Arifin, 2010, melakukan penelitian dengan memberikan stimulasi pada 8 buah otot, yaitu *iliopsoas*, *biceps femoris short head*, *biceps femoris long head*, *vastus muscles*, *rectus femoris*, *gastrocnemius medialis*, *tibialis anterior*, dan *soleus*. Setiap otot diberikan stimulasi sesuai dengan *stimulation schedule* yang dirancang berdasarkan fungsi otot dan pola gerakan pada kaki saat berada pada *swing phase* untuk menghasilkan gerakan *swing phase*. Stimulasi tersebut dikontrol untuk menghasilkan target dari sudut sendi sebagai berikut: sudut maksimal pada *hip flexion*, *knee flexion*, *knee extension*, *ankle plantarflexion*, *dorsiflexion* secara berurutan dengan posisi awal yaitu *hip flexion* dari *stance phase*, *knee extension* dari *stance phase*, *ankle dorsiflexion* dari *stance phase*. Namun, dalam setiap gerakan, setiap otot memiliki tingkat dan durasi kontraksi yang berbeda-beda.

Untuk meningkatkan efektifitas pemberian stimulasi, diperlukan adanya informasi mengenai aktivitas otot ketika melakukan gerakan berjalan. Pada dasarnya setiap otot yang melakukan kontraksi akan menghasilkan sinyal listrik berupa biopotensial atau dikenal dengan sebutan *electromyogram* (EMG). Sinyal EMG dapat dideteksi dengan menggunakan perangkat elektronik berupa instrumentasi EMG dan kemudian diolah secara digital dengan menggunakan program komputer. Dengan melakukan perekaman dan pemrosesan terhadap sinyal EMG yang dihasilkan dari setiap otot tersebut, dapat diketahui aktivitas dari setiap otot tersebut. Informasi ini dapat digunakan sebagai pola awa pada sistem FES.

1.2 Permasalahan

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah:

1. Bagaimana merancang Instrumentasi EMG?
2. Bagaimana aktivitas otot kaki manusia saat gerakan berjalan?

1.3 Tujuan

Tujuan dari tugas akhir ini adalah mengetahui aktivitas otot manusia dalam gerakan berjalan yang dapat digunakan sebagai pola inisial dari FES.

1.4 Metodologi

Metode penelitian dilakukan dengan lima tahap yaitu studi literatur, perancangan instrumentasi EMG dan program komputer, pengujian dan pengumpulan data, pengolahan data hasil simulasi, analisis data dan penarikan kesimpulan dari penelitian

Studi Literatur

Studi literatur dilakukan dengan mempelajari beberapa buku dan jurna yang sesuai dengan topik tugas topik tugas akhir yang diambil. Pada tahap ini akan dipelajari mengenai sistem FES, sinyal EMG, instrumentasi EMG, dan pengolahan sinyal EMG.

Perancangan Instrumentasi EMG dan Program Komputer

Pada tahap ini akan dilakukan perancangan dan pembuatan perangkat elektronik berupa instrumentasi EMG dan program komputer untuk pengolahan sinyal.

Pengujian Alat

Pengujian dilakukan terhadap instrumentasi EMG dan memastikan perangkat elektronik mampu bekerja sesuai dengan kriteria yang telah dirancang.

Pengumpulan dan Pengolahan Data Sinyal EMG

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan data sinyal EMG dan kemudian dilakukan pengolahan dengan menggunakan program komputer.

Analisis Data dan Penarikan Kesimpulan

Pada tahap ini dilakukan pengamatan dan analisis terhadap data yang telah diperoleh, beserta penarikan kesimpulan berdasarkan analisis data yang telah dilakukan.

1.5 Sistematika Pembahasan

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut.

- **BAB 1 PENDAHULUAN**

Pada bab ini akan diuraikan mengenai latar belakang, permasalahan, tujuan, metodologi, sistematika laporan, dan relevansi.

- **BAB 2 DASAR TEORI DAN TINJAUAN PUSTAKA**

Pada bab ini akan dijelaskan tentang dasar teori dan tinjauan pustaka sebagai penunjang dalam pelaksanaan tugas akhir ini. Bab ini membahas mengenai sistem FES, otot kaki manusia, instrumentasi EMG, dan pengolahan sinyal EMG.

- **BAB 3 PERANCANGAN SISTEM**

Pada bab ini akan dijelaskan tentang perancangan sistem berupa otot-otot dalam gerakan berjalan, instrumentasi EMG, akuisisi sinyal, dan pengolahan sinyal berdasarkan teori pada Bab 2.

- **BAB 4 HASIL PENGUJIAN DAN ANALISIS**

Pada bab ini akan ditampilkan hasil pengujian dari sistem yang telah dirancang, serta hasil dari keseluruhan sistem.

- **BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN**

Pada bab ini berisi tentang kesimpulan dan saran berdasarkan yang telah dilakukan dalam pengerjaan tugas akhir ini.

1.6 Relevansi

Hasil yang didapat dari tugas akhir ini diharapkan dapat bermanfaat untuk pengembangan sistem FES dan pengembangan aplikasi lainnya yang memanfaatkan sinyal EMG. Selain itu, hasil tugas akhir ini juga diharapkan dapat ditindaklanjuti dengan penelitian lanjutan ekstraksi informasi pola EMG untuk stimulasi *functional electrical stimulation* pada restorasi kemampuan berjalan.

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

BAB II

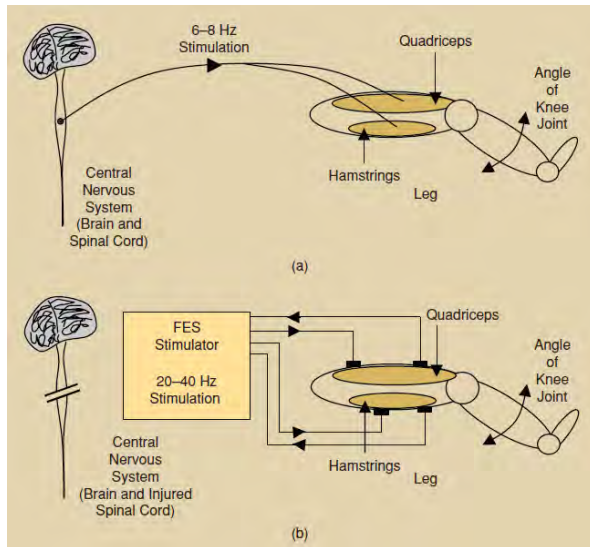
TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1 Functional Electrical Stimulation

Electrical Stimulation (ES) merupakan salah satu metode rehabilitasi atau terapi dengan menggunakan arus listrik. Istilah "*Functional Electrical Stimulation* (FES)" memberikan arti bahwa akan terjadi peningkatan terhadap fungsi-fungsi pada bagian tubuh pengguna setelah menggunakan ES[1]. Menurut International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS), ES dapat digunakan untuk beberapa aplikasi berdasarkan jenis *disability*. Beberapa diantaranya berkaitan dengan anggota gerak, contohnya *disability* yang terjadi pada penderita *stroke* dan *Spinal Cord Injury* (SCI).

Gerakan pada manusia terjadi akibat adanya kontraksi otot. Pada gerakan yang dikontrol secara sadar, sistem pusat syaraf (*central nervous system*, CNS) mengirimkan sinyal perintah untuk menghasilkan gaya otot dan ditransmisikan melalui *spinal cord* menuju otot. Fungsi otot normal membutuhkan hubungan antara CNS, *spinal cord*, dan otot secara utuh[3]. Seorang pasien pasca *stroke* atau pasien dengan SCI akan mengalami disfungsi pada sebagian atau semua anggota gerakannya akibat melemahnya atau terputusnya sinyal yang dikirim oleh otak melalui sistem syaraf tulang belakang menuju otot pada anggota gerak. Anggota gerak tersebut akan mengalami kelumpuhan permanen apabila tidak segera diobati atau dirangsang untuk dapat berfungsi kembali[4].

Gambar 2.1 menggambarkan ilustrasi penggunaan FES untuk restorasi anggota gerak bagian bawah. Pada orang normal, sistem syaraf dapat mengirimkan sinyal perintah dari otak melalui sistem syaraf pada tulang belakang menuju otot. Otot akan berkontraksi dan menghasilkan torsi pada sendi sehingga terjadi gerakan (Gambar 2.1.a). Ketika terjadi kerusakan sistem syaraf pada tulang belakang, sinyal perintah tersebut akan hilang atau terputus. Hal ini dapat diatasi dengan menggantikan sinyal perintah tersebut dengan sinyal stimulasi elektrik buatan (*artificial electrical signal*) yang diaplikasikan pada otot (Gambar 2.1.b).

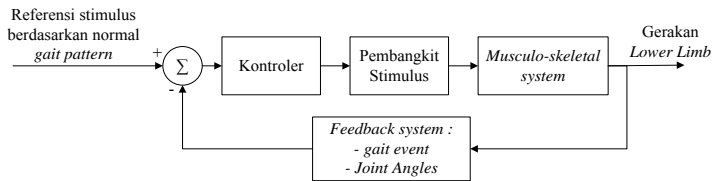


Gambar 2. 1 Ilustrasi penggunaan FES[5]

Sistem FES telah banyak diteliti untuk merestorasi kemampuan anggota gerak pada pasien yang mengalami kerusakan pada susunan syaraf pusat yang diakibatkan oleh SCI maupun *stroke* [6]. Restorasi yang dilakukan mencakup kemampuan gerak dari alat-alat gerak bagian atas (*upper limb*) maupun bawah (*lower limb*) dalam kehidupan sehari-hari, seperti menggenggam (*grasping*), berdiri (*standing*) dan berjalan (*gait*)[3]. Di Indonesia, banyak penderita kelumpuhan yang mengalami kehilangan kemampuan berjalan yang diakibatkan oleh gangguan sistem syaraf motorik akibat *spinal cord injury* maupun kerusakan pada otak (*brain damage*). Oleh karena itu, FES sangat potensial untuk dikembangkan di Indonesia sebagai salah satu metode rehabilitasi sistem motorik[1].

2.1.1 Sistem *Closed-Loop* FES

FES dapat digunakan secara *open-loop* maupun *closed-loop*. Pada sistem *open-loop* FES, Durasi sinyal stimulasi yang diberikan ke otot masih menggunakan sistem yang ditrigger secara manual tanpa melihat perubahan pada sistem *musculo-skeletal* seperti tingkat kelelahan otot



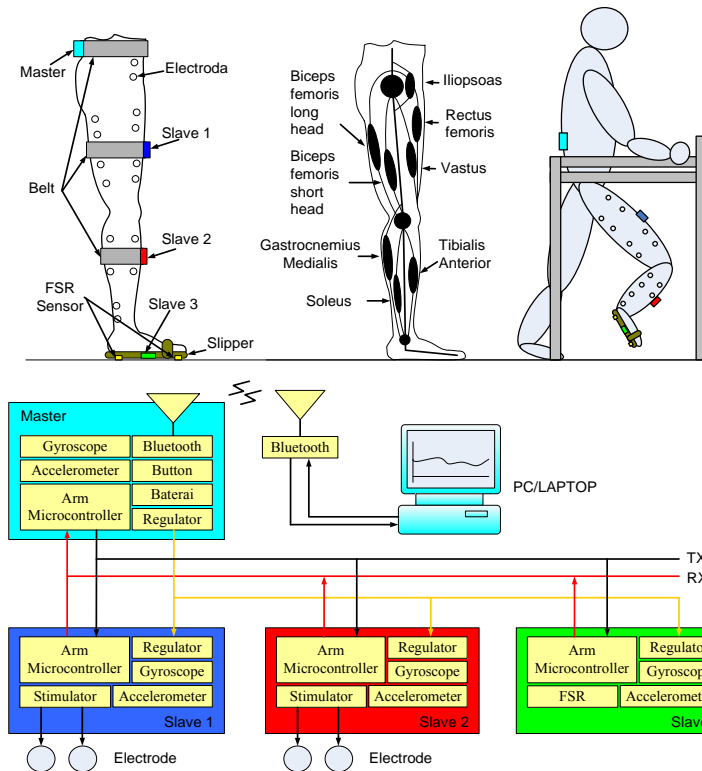
Gambar 2. 2 Diagram blok sistem closed-loop FES terinduksi gait[1]

(*fatigue*) dan perubahan gerakan yang terjadi. Oleh karena itu, pada umumnya kebanyakan pada level klinis masih menerapkan sistem *open-loop* FES karena kemudahannya[7]. Sistem ini dapat bekerja dengan baik apabila tidak terdapat gangguan pada *musculo-skeletal system* yang dikontrol. Namun, jika terdapat gangguan pada *musculo-skeletal system*, gerakan organ tubuh manusia yang diaktifkan oleh FES membutuhkan suatu metode pengendalian yang handal untuk dapat menghasilkan gerakan yang diinginkan.

Dengan berlandaskan kelemahan-kelemahan yang terdapat pada sistem *open-loop* FES, para peneliti menambahkan *feedback system* untuk memonitor dan menganalisa performansi dari sistem *musculo-skeletal*. *Feedback* ini dapat digunakan oleh sistem untuk menyesuaikan pemberian durasi stimulasi berdasarkan performansi dari sistem *musculo-skeletal*. *Feedback system* bisa direalisasikan menggunakan sensor-sensor yang dapat mengukur parameter yang merepresentasikan performansi dari sistem *musculo-skeletal*. Sistem ini selanjutnya dikenal dengan sistem *closed-loop* FES. Sistem *closed-loop* FES yang digunakan untuk merestorasi gerakan berjalan pada pasien yang mengalami kelumpuhan anggota gerak bagian bawahnya lebih dikenal nama sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait*[1]. Diagram blok dari sistem *closed-loop* FES terinduksi *gait* secara umum ditunjukkan pada Gambar 2.2.

2.1.2 Konfigurasi Sistem FES

Sistem FES terdiri dari beberapa komponen, yaitu ES, sensor untuk deteksi fase gait, sensor untuk pengukuran sudut persendian. ES berfungsi sebagai stimulasi elektrik buatan (artificial electrical signal) untuk menggantikan sinyal perintah dari sistem saraf pusat menuju otot yang hilang. Selanjutnya, komponen lainnya merupakan komponen yang berguna sebagai *feedback* dalam sistem *close-loop FES*, yaitu

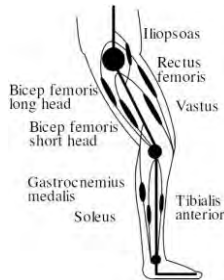


Gambar 2. 3 Diagram blok konfigurasi sistem FES[1]

gyroscope, *accelerometer*, dan FSR. *Gyroscope* dan *accelerometer* akan memberikan informasi berupa sudut-sudut persendian sedangkan FSR akan memberikan informasi berupa fase gait. Informasi-informasi ini dapat digunakan untuk mengontrol nilai dari stimulator pada ES. Konfigurasi sistem FES dapat dilihat pada Gambar 2.3.

2.2 Otot Kaki Manusia

Otot merupakan sebuah jaringan konektif dengan tugas utama untuk melakukan proses kontraksi sehingga menghasilkan gerakan pada bagian-bagian tubuh, baik secara sadar maupun tidak. Otot memiliki sel-



Gambar 2. 4 Otot-otot dalam gerakan berjalan[2]

sel yang tipis dan panjang, yang bekerja dengan cara mengubah lemak dan glukosa menjadi gerakan dan energi panas.

Alat gerak bagian atau kaki bawah merupakan susunan tubuh manusia yang dimulai dari pinggul sampai telapak kaki. Otot-otot yang berfungsi dalam menggerakkan kaki dalam gerakan berjalan terdiri dari 8 otot, yaitu *iliopsoas*, *rectus femoris*, *biceps femoris long head*, *biceps femoris short head*, *vastus muscles*, *gastrocnemius medialis*, *tibialis anterior*, dan *soleus*. Posisi otot pada kaki dapat dilihat pada Gambar 2.4.

2.3 Elektromyogram

Sinyal elektromiogram (EMG) adalah manifestasi elektrik dari aktivitas neuromuskular yang berhubungan dengan kontraksi otot. Sinyal EMG ini merepresentasikan besarnya arus akibat aliran ion yang melalui serat membran otot. Amplitudo dari sinyal ini meningkat seiring dengan peningkatan gaya yang dihasilkan oleh otot.

Otot tersusun atas serat-serat otot. Serat otot berkelompok membentuk sebuah *motor unit*, dimana ketika *motor unit* ini teraktivasi akan dan menghasilkan *motor unit action potential (MUAP)*. Aktivasi dari sistem saraf pusat terjadi secara berulang dan terus menerus selama otot menghasilkan gaya. Aktivasi ini akan menghasilkan *action potential trains*. *Trains* ini, bersamaan dengan *motor unit* yang aktif, akan membentuk sinyal *EMG*.

Ketika eksitasi dari Sistem Saraf Pusat meningkat, gaya yang diberikan pada otot juga akan semakin meningkat. Hal ini akan menyebabkan jumlah *motor unit* yang aktif juga akan semakin meningkat dan *firing rate* dari semua *motor unit* yang aktif akan meningkat pula.

2.4 Instrumentasi EMG

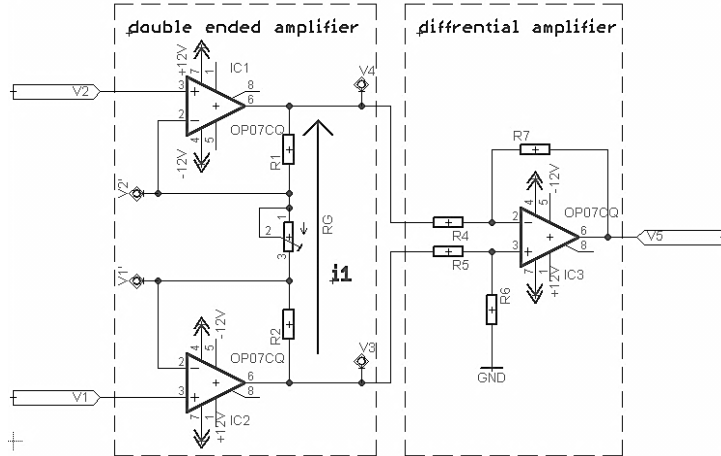
Sebuah instrumentasi EMG terdiri dari beberapa bagian yang disusun secara berurutan (*cascade*). Unit terdepan adalah rangkaian penguat diferensial atau sering disebut dengan penguat instrumentasi, berikutnya adalah rangkaian filter, dan rangkaian penjumlah tak-membalik.

2.4.1 Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi adalah penguat diferensial dengan impedansi masukan yang tinggi dan keluaran tunggal. Penguat instrumentasi umumnya digunakan untuk memperkuat sinyal diferensial yang sangat kecil. Berbeda dengan penguat diffrensial standar di mana penguatan loop tertutup ditentukan oleh umpan balik resistif eksternal yang terhubung antara terminal output dan satu terminal input, baik positif atau negatif, penguat instrumentasi memiliki resistor umpan balik internal yang efektif terisolasi dari terminal input sebagai sinyal input yang diterapkan di dua input diferensial, V_1 dan V_2 .

Penguat instrumentasi memiliki sebuah parameter yang disebut *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR). CMRR dapat diartikan sebagai tingkat reduksi sinyal yang sama pada kedua sisi masukannya. Secara teori CMRR dituliskan sebagai perbandingan antara penguat diferensial dengan penguat *common*. Idealnya, penguat instrumentasi menggunakan op-amp yang memiliki CMRR tak hingga[8]. Akan tetapi, pada kenyataannya, CMRR pada op-amp berkisar antara 40 – 200dB. Sinyal gangguan atau noise biasanya masuk pada dua sisi masukan dengan amplitudo dan fasa yang sama, sehingga dengan nilai CMRR yang tinggi, sinyal noise akan semakin kecil. Saat $V_1=V_2$, maka idealnya $V_o=0$ volt.

Rangkaian penguat instrumentasi terdiri dari rangkaian *double ended amplifier* dan rangkaian penguat diffrensial, maka dapat dianalisa secara terpisah maupun satu. Gambar rangkaian dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Gambar 2. 5 Rangkaian penguat instrumentasi[9]

Dapat dianalisa seperti berikut dengan asumsi tegangan V1 lebih positif dari V2. Karna adanya karakteristik *virtual ground* pada op-amp, maka

$$V1' = V1 \quad , \quad V2' = V2$$

Adanya beda potensial antara V1 dan V2 menimbulkan arus $i1$ yang mengalir antara V3 dan V4,

$$i1 = \frac{V1 - V2}{RG} \quad (2.1)$$

$$V3 - V4 = i1(R1 + R2 + RG) \quad (2.2)$$

Dari Persamaan (2.1) dan (2.2), maka jika disubstitusi menjadi,

$$\frac{V3 - V4}{V1 - V2} = \frac{R1 + R2 + RG}{RG} \quad (2.3)$$

Jika nilai $R1 = R2 = R$, maka Persamaan (2.3) menjadi

$$\frac{V3 - V4}{V1 - V2} = \frac{2R}{RG} + 1 \quad (2.4)$$

Output dari rangkaian *double ended amplifier* adalah input bagi penguat rangkaian diffrential, persamaan pada penguat diffrential dapat dituliskan:

$$V5 = V5|V3 + V5|V4 \quad (2.5)$$

$$V5|V3 = \left(\frac{R7}{R4} + 1\right) \times \left(\frac{R6}{R5+R6} \times V3\right) \quad (2.6)$$

$$V5|V4 = -\left(\frac{R7}{R4} \times V4\right) \quad (2.7)$$

Dari Persamaan (2.5), (2.6), dan (2.7), maka

$$V5 = \left[\left(\frac{R7}{R4} + 1\right) \times \left(\frac{R6}{R5+R6} \times V3\right)\right] - \left[\frac{R7}{R4} \times V4\right] \quad (2.8)$$

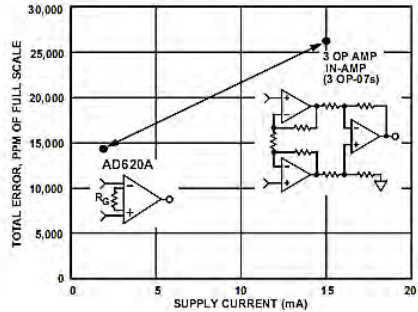
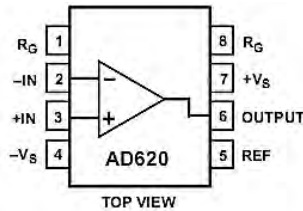
Jika $R4=R5=R6=R7=R$, dari Persamaan (2.8) menjadi:

$$V5 = V3 - V4 \quad (2.9)$$

Persamaan (2.9) kembali disubtitusikan dengan Persamaan (2.4) untuk mendapatkan hubungan input-ouput dari penguat instrumentasi:

$$V5 = \left(\frac{2R}{RG} + 1\right) \times (V1 - V2) \quad (2.10)$$

Namun, saat ini terdapat penguat instrumentasi yang telah dikemas dalam bentuk IC (*Integrated Circuit*), yaitu IC AD620. IC AD620 dibuat berdasarkan pendekatan rangkaian 3 *op-amp* sebagai penguat instrumentasi, IC ini mempunyai tingkat akurasi tinggi dan hanya memerlukan 1 resistor eksternal RG untuk mengatur penguatan dengan rentang 1 hingga 10000 kali [9]. Bentuk dan kemasan AD620 yang kecil dengan konsumsi *power* yang rendah menjadikan komponen ini cocok digunakan untuk alat yang menggunakan *supply* dari baterai. Berikut ini



Gambar 2. 6 konfigurasi pin AD620 dan pebandingan dengan 3 op-amp[10]

adalah gambar pin *IC* AD620 dan persamaannya dengan 3op-amp pada Gambar 2.6.

Resistor internal R1 dan R2 telah ditetapkan sebesar 24.7kΩ, sehingga penguatan dapat dihitung berdasarkan nilai tahanan eksternal RG dengan Persamaan (2.11).

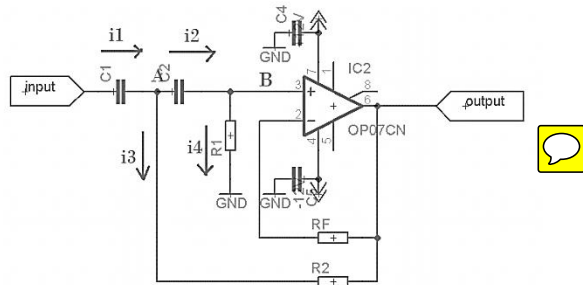
$$G = \frac{49.4k\Omega}{RG} + 1 \quad (2.11)$$

Parameter penting dalam menggunakan instrumen adalah *Common mode rejection ratio* (CMRR). CMRR adalah ratio dari penguatan diffrential(*Adm*) dan penguatan bersama(*Acm*) seperti pada Persamaan (2.12).

$$CMRR = 20 \times \log \left| \frac{Adm}{Acm} \right| \quad (2.12)$$

2.4.2 High Pass Filter

High pass filter merupakan *filter* yang melewatkan amplitudo sinyal yang dengan frekuensi diatas frekuensi cut-off dan melemahkan sinyal dibawah frekuensi cut-off. Berkebalikan dengan sifat dari *Low pass filter*. HPF +40dB/dec adalah HPF yang penguatannya naik sebesar +40dB/dec setiap sepuluh kali atau satu dekade. Pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi cut-off, maka penguatannya sama dengan



Gambar 2. 7 Rangkaian HPF -40dB/dec[9]

$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$. Gambar rangkaian dari *High pass filter* 40dB/decade adalah pada gambar 2.7:

Tegangan output (V_o) umpan balik pada titik masukan negatif melalui R_F dan pada titik A melalui R_2 . Jika op-amp ideal maka tegangan selisih antara input positif dan negatif op-amp adalah 0 volt, sehingga tegangan V_o sama dengan input positif dan sama dengan negatif op-amp. Hukum kirchoff I yang berlaku pada titik A dan B adalah:

Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B: $i_1 = i_4 + i_5$

Tegangan V_o sama dengan tegangan V_B sehingga:

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega C_2}} = j\omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1}$$

$$i_2 = i_4$$

$$(V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1}$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1}$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega \cdot C_1}} = j\omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A)$$

$$i_1 = \left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1$$

$$i_4 = \frac{V_A - V_o}{R_2}$$

$$i_1 = i_2 + i_3$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_A - V_o}{R_2}$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = \left(V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o \right) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o}{R_2}$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) = \frac{V_o}{j\omega \cdot C_1 \cdot R_1} + \frac{V_o}{-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}$$

$$V_i = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_1 \cdot R_1} + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - \frac{V_o}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}$$

$$V_i = V_o \cdot \left\{ 1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \frac{1}{j\omega \cdot R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right\}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} - j \frac{1}{\omega \cdot R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.13)$$

Pada saat $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$ dan sudut phasanya $+90^\circ$. Supaya menghasilkan nilai sudut phasa seperti itu maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.18) sama dengan -90° maka nilai :

$$1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} = 0 \quad \text{atau} \quad \omega_c = -\frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.14)$$

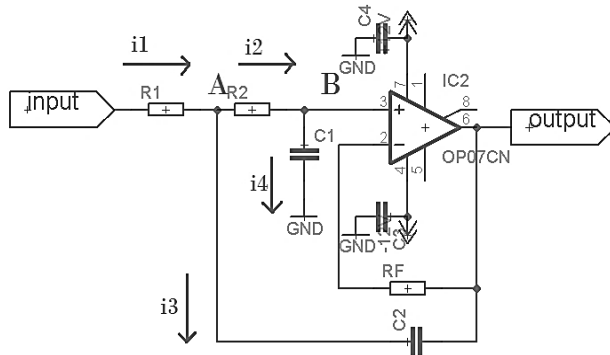
2.4.3 Low Pass Filter

Low pass filter merupakan *filter* yang melewatkan amplitudo sinyal yang dengan frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal diatas frekuensi *cut-off*. Gambar rangkaian dari *low pass filter* - 40dB/dec adalah seperti Gambar 2.8. yang artinya penguatan dari *filter* ini turun 40 *decibel* setiap sepuluh kali frekuensi *cutoff* nya.

Tegangan output diumpankan balik pada titik masukan negatif melalui RF dari pada titik A melalui C2. Idealnya tegangan antara selisih terminal input op-amp adalah nol, sehingga tegangan output juga sama dengan tegangan pada input negatif dan input positif opamp. Hukum kirchoff I(hukum arus) pada titik A dan pada titik B adalah:

Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B: $i_1 = i_4 + i_4$



Gambar 2. 8 Rangkaian LPF -40dB/dec[9]

Tegangan V_o sama dengan V_B sehingga:

$$i_4 = \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega C_1}} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_B = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2}$$

$$i_2 = i_4 = j\omega C_1 \cdot V_o$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j\omega C_1 \cdot V_o$$

$$V_A = V_o + j\omega C_1 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega C_2}} = (V_A - V_o) j\omega C_2$$

$$i_3 = (V_o + j\omega C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) j\omega C_2$$

$$i_3 = -\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$i_1 = i_2 + i_3$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j\omega C_1 \cdot V_o + (-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o)$$

$$V_i = V_A + j\omega C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$V_i = V_o + j\omega C_1 \cdot R_2 \cdot V_o + j\omega C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$V_i = V_o \left\{ 1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega C_1 (R_1 + R_2) \right\}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega C_1 (R_1 + R_2)}$$

(2.16)

Pada LPF -40db/dec bahwa pada $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dan sudut padanya sama dengan -90° . Supaya menghasilkan sudut $+90^\circ$

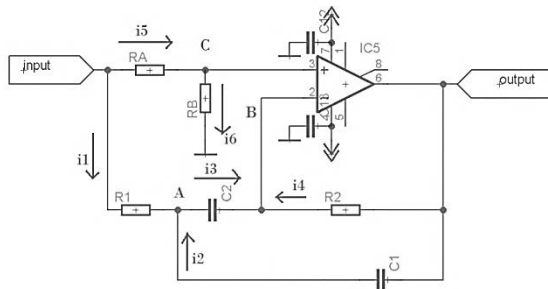
maka nilai $1 - \omega_c^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2$ atau

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}} \quad (2.15)$$

2.4.4 Band Stop Filter

Band Stop filter (BSF) adalah *filter* yang membuang/melemahkan amplitudo dari sinyal dengan lebar bidang frekuensi (*bandwidth*-B) tertentu yang dibatasi oleh frekuensi batas rendah (ω_{CL}) dan frekuensi batas atas (ω_{CH}), dan melewatkan frekuensi dibawah frekuensi batas rendah dan juga melewatkan frekuensi diatas frekuensi batas atas. Untuk konfigurasi rangkaian adalah pada Gambar 2.9.

BSF digolongkan menjadi 2 macam, yaitu *filter* lebar pita sempit dan pita lebar. *Filter* pita sempit adalah *filter* yang mempunyai *Bandwidth* lebih kecil sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B < 0.1 \omega_r$), sedangkan *filter* pita lebar mempunyai lebar bidang frekuensi lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B > 0.1 \omega_r$). Dimana pada saat frekuensi sama dengan frekuensi resonansi adalah penguatan minimum dari *filter* (A_r). Perbandingan frekuensi resonansi dengan lebar bidang



Gambar 2. 9 Rangkaian BSF/Notch Filter[9]

frekuensi dinamakan faktor kualitas(Q), *Filter* pita sempit mempunyai Q lebih dari 10 dan *filter* pita lebar mempunyai Q kecil dari 10. Apabila penguatan dari rangkaian naik $\frac{1}{\sqrt{2}}$ atau 0.707 maka ada dua buah frekuensi cut-off yaitu frekuensi cut-off rendah (ω_{cl}) dan frekuensi cut-off atas(ω_{ch}). Selisih dari frekuensi cut-off dinamakan B atau ($B=\omega_{ch} - \omega_{cl}$). Dapat ditulis dengan Persamaan (2.15)

$$Q = \frac{\omega_c}{B}. \quad (2.16)$$

Hukum kirchoff 1 pada titik C,

$$i_5 = i_6$$

$$V_B = V_C = \frac{R_B}{R_A + R_B} \cdot V_i$$

$$\frac{V_i - V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B}$$

$$\frac{V_i}{R_A} - \frac{V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B}$$

$$\frac{V_i}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} + \frac{V_B}{R_A}$$

$$\frac{V_i}{R_A} = V_B \left(\frac{1}{R_B} + \frac{1}{R_A} \right)$$

$$V_B \left(\frac{R_A + R_B}{R_A \cdot R_B} \right) = \frac{V_i}{R_A}$$

Hukum kirchoff 1 pada titik B,

$$i_3 = i_4$$

$$(V_A - V_B)j\omega C_2 + \frac{V_O - V_B}{R_2} = 0$$

$$V_A \cdot j\omega C_2 - V_B \cdot j\omega C_2 = \frac{-V_O}{R_2} + \frac{V_B}{R_2}$$

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_o}{R_2} + V_B \left(\frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{R_2} \right)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} + V_B \left(\frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} \right)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} \right)$$

Hukum kirchoff 1 pada titik A,

$$i_1 + i_2 = i_3$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} + (V_o - V_A)j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} - \frac{V_A}{R_1} + V_o j\omega \cdot C_1 - V_A \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \frac{V_A}{R_1} + V_A \cdot j\omega \cdot C_1 + V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \left\{ \frac{-V_o}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot R_2 \cdot C_2} \right) \right\} \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - V_B j\omega \cdot C_2$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - j\omega \cdot C_2 \right]$$

$$V_o \left(j\omega C1 + \frac{1}{j\omega C2 R1 R2} + \frac{C1+C2}{C1 C2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega C2 R2} \right) \left(\frac{1}{R1} + j\omega(C1+C2) \right) - j\omega C2 \right] - \frac{V_i}{R1}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R1} + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{1}{R1} + j\omega(C1+C2) + \frac{1}{j\omega C2 R1 R2} + \frac{C1+C2}{C1 C2} - j\omega C2 \right)}{j\omega C1 + \frac{1}{j\omega C2 R1 R2} + \frac{C1+C2}{C1 C2}} \quad (2.17)$$

Jika $C1=C2=C$ maka,

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R1} + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{1}{R1} + j\omega C + \frac{1}{j\omega C R1 R2} + \frac{2}{R2} \right)}{j\omega C + \frac{1}{j\omega C R1 R2} + \frac{2}{R2}}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(1 + j\omega C R1 + \frac{1}{j\omega C R2} + \frac{2R1}{R2} \right)}{j\omega C R1 + \frac{1}{j\omega C R2} + \frac{2R1}{R2}}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(1 + j\omega C R1 + \frac{1}{j\omega C R2} + \frac{2R1}{R2} \right)}{-j\omega C R1 - \frac{1}{j\omega C R2} - \frac{2R1}{R2}}$$

$$A_{cl} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(\left(1 - \frac{2R1}{R2} \right) + j \left(\frac{1}{\omega C R2} - \omega C R1 \right) \right)}{-\frac{2R1}{R2} - j \left(\frac{1}{\omega C R2} - \omega C R1 \right)} \quad (2.18)$$

Frekuensi resonansi apabila bagian imajiner sama dengan nol.

$$\frac{1}{\omega r \cdot C \cdot R2} - \omega r \cdot C \cdot R1 = 0$$

$$\omega r^2 \cdot C^2 \cdot R1 \cdot R2 = 1$$

$$\omega_r^2 = \frac{1}{C^2 \cdot R1 \cdot R2}$$

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{C \cdot R1 \cdot R2}} \quad (2.19)$$

Penguatan pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi resonansi(A_r) maka persamaan menjadi.

$$A_r = \frac{1 + \frac{RB}{RA + RB} \left(-1 - \frac{2R1}{R2} \right)}{\frac{2R1}{R2}}$$

$$A_r = \frac{1 + \frac{RB}{RA + RB} \left(\frac{-R2 - 2R1}{R2} \right)}{\frac{2R1}{R2}}$$

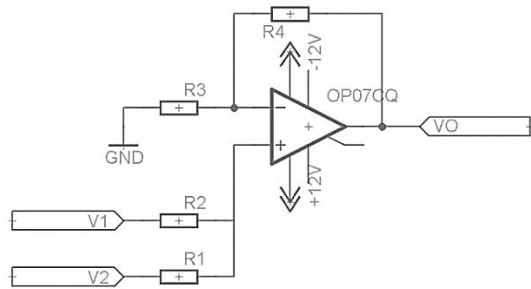
$$A_r = \frac{-R2}{2R1} + \frac{RB}{RA + RB} \left(\frac{R2 + 2R1}{2R1} \right) \quad (2.24)$$

Apabila penguatan $|A_{cl}|$ turun menjadi 0.707 maka dua buah frekuensi yaitu frekuensi cut-off bawah (ω_{cl}) dan frekuensi cut-off atas (ω_{ch}), lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) adalah:

$$B = \frac{2}{R2 \cdot C} \quad (2.20)$$

2.4.5 Penjumlah Tak-Membalik

Rangkaian adder atau penjumlah sinyal dengan Op-amp adalah konfigurasi Op-Amp sebagai penguat dengan diberikan input lebih dari satu untuk menghasilkan sinyal output yang linier sesuai dengan nilai penjumlahan sinyal input dan faktor penguatan yang ada. Pada umumnya rangkaian *adder*/penjumlah dengan Op-Amp adalah rangkaian penjumlah dasar yang disusun dengan penguat *inverting* atau *non inverting*. Konfigurasi pada Gambar 2.10.



Gambar 2. 10 Rangkaian penjumlah tak membalik[9]

Untuk analisa dari rangkaian penjumlah dapat ditulis:

$$VO = VO|V1 + VO|V2 \quad (2.12)$$

$$VO|V1 = \left[\frac{R1}{R1+R2} \times V1 \right] \times \left[\frac{R4}{R3} + 1 \right] \quad (2.13)$$

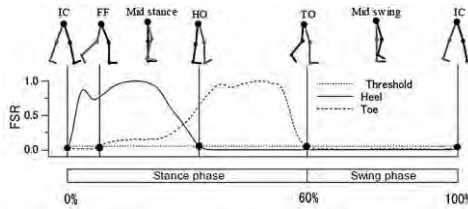
$$VO|V2 = \left[\frac{R2}{R1+R2} \times V2 \right] \times \left[\frac{R4}{R3} + 1 \right] \quad (2.14)$$

Jika nilai $R1=R2=R3=R4=R$, maka Persamaan (2.21) adalah outputnya.

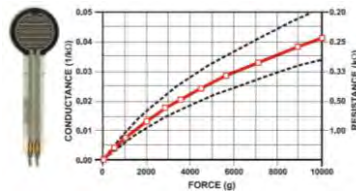
$$VO = V1 + V2 \quad (2.21)$$

2.5 Sensor untuk Deteksi Fase Gait

Salah satu parameter untuk mengukur performansi dari *musculoskeletal system* adalah fase *gait*. Fase *gait* dapat dibagi menjadi 2 fase yaitu fase berdiri (*stance phase*), kaki menyentuh tanah dan fase berayun (*swing phase*), dimana kaki tidak lagi kontak dengan tanah[2].



Gambar 2. 11 Stance phase dan swing phase dalam siklus gait[2]



Gambar 2. 12 Perubahan konduktansi terhadap perubahan gaya (0-10Kg)[11]

Stance phase dapat diartikan sebagai interval waktu kaki bersentuhan dengan lantai. Sedangkan *swing phase* merupakan interval waktu kaki tidak bersentuhan dengan lantai. *Initial contact* (IC) adalah satu titik pada siklus *gait* ketika kaki pertama kali bersentuhan dengan lantai. Dan *heel off* (HO) adalah ketika *heel* terangkat dari ground. *Foot flat* (FF) adalah ketika secara keseluruhan kaki menapak pada lantai. *Toe off* (TO) adalah *toe* terangkat dari lantai, dan kaki memasuki *swing phase*.

Fase *gait* dapat diukur dengan menggunakan sensor yang mampu mengukur sinyal kontak antara kaki dan lantai bisa digunakan untuk menentukan fase *gait*, yaitu *Force Sensitive Resistor* (FSR). Sensor dipasang pada telapak kaki yaitu pada bagian *heel* dan *toe* sehingga fase *gait* mulai dari awal kaki menyentuh tanah, dilanjutkan dengan fase berayun sampai kaki menyentuh tanah lagi (siklus berjalan) dapat dideteksi.

FSR merupakan sebuah perangkat *polymer thick film* (PTF) yang nilai resistansinya berbanding terbalik dengan gaya yang diterapkan pada permukaan aktif. Atau dapat diartikan juga dengan meningkat nilai konduktansi seiring peningkatan gaya. Kurva perubahan konduktansi terhadap perubahan gaya pada permukaan aktif FSR ditunjukkan pada Gambar 2.12.

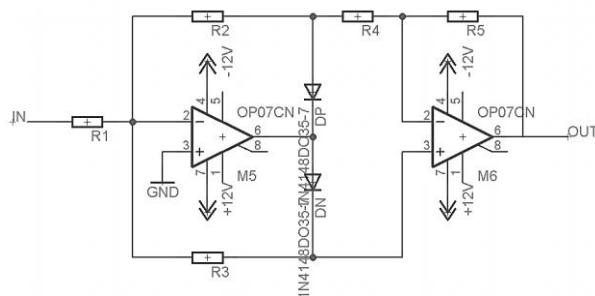
2.6 Linear Envelope

Linear envelope merupakan salah satu metode yang dibutuhkan untuk berbagai aplikasi dalam pengolahan sinyal EMG yang melibatkan analisa amplitudo dari sinyal EMG[12] . *Linear envelope* bertujuan untuk mendapatkan selubung sinyal yang berdasarkan nilai amplitudo dari sinyal EMG dalam bentuk *raw*. *Linear envelope* ini dapat dilakukan dengan dua tahap, yaitu mengambil nilai mutlak dari sinyal EMG dan filter LPF dengan frekuensi *cut-off* 1-100 Hz. Pengambilan nilai mutlak dapat diartikan sebagai penyearahan sinyal EMG. Penyearahan menjadi bagian yang penting dikarenakan sinyal EMG merupakan sinyal yang secara natural memiliki nilai rata-rata mendekati nol. Dan filter LPF berfungsi untuk memperhalus sinyal dengan menahan sinyal dengan frekuensi tinggi dan meloloskan sinyal dengan frekuensi rendah[13].

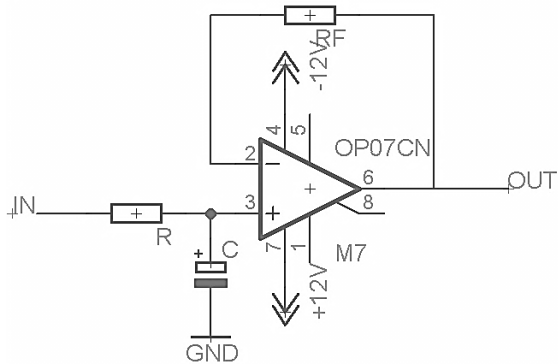
2.6.1 Linear Envelope dengan Hardware

Secara *hardware*, *linear envelope* dapat dilakukan dengan mengambil nilai mutlak dan kemudian difilter dengan filter digital LPF dengan frekuensi *cut-off* pada rentang 1-100 Hz. Pengambilan nilai mutlak dapat dilakukan dengan menggunakan rangkaian penyearah gelombang penuh. Rangkaian penyearah gelombang penuh dapat dilihat pada Gambar 2.13.

Selanjutnya, sinyal keluaran dari penyearah gelombang penuh di filter dengan menggunakan filter LPF. Rangkaian filter LPF dapat dilihat pada gambar 2.14.



Gambar 2. 13 Rangkaian penyearah gelombang penuh



Gambar 2. 14 LPF -20dB/dec

2.6.2 Linear Envelope dengan Software

Secara *software*, *linear envelope* dapat dilakukan dengan mengambil nilai mutlak dan kemudian difilter dengan filter digital LPF dengan frekuensi *cut-off* pada rentang 1-100 Hz. Pengambilan nilai mutlak dapat dilakukan dengan menggunakan Persamaan 2.22.

$$y(n) = |x(n)| \quad (2.22)$$

dimana : $x(n)$ adalah sinyal EMG yang akan diolah dan $y(n)$ merupakan nilai mutlak dari sinyal EMG.

Selanjutnya sinyal tersebut difilter dengan menggunakan filter digital. Salah satu filter digital adalah *Butterworth*. Berdasarkan tabel polinomial filter *Butterworth*, maka filter *Butterworth* orde 1 dapat dirancang sebagai berikut :

$$H(s) = \frac{1}{s+1} \quad (2.23)$$

Dengan menggunakan konversi LPF to LPF, dimana $s = \frac{s}{wc}$, maka

$$H(s) = \frac{1}{\frac{s}{wc} + 1} \quad (2.24)$$

$$H(s) = \frac{wc}{s + wc} \quad (2.25)$$

Dengan menggunakan transformasi Z, maka

$$H(z) = \frac{y(z)}{x(z)} \quad (2.26)$$

$$H(z) = H(s) \Big|_{s=\frac{2(1-z^{-1})}{T(1+z^{-1})}} \quad (2.27)$$

$$H(z) = \frac{wcTZ^{-1} + wcT}{(wcT - 2)Z^{-1} + (2 + wcT)} \quad (2.28)$$

Dengan substitusi Persamaan (2.26) dengan Persamaan (2.28), maka

$$\frac{y(z)}{x(z)} = \frac{wcTZ^{-1} + wcT}{(wcT - 2)Z^{-1} + (2 + wcT)} \quad (2.29)$$

Kemudian persamaan dalam doman Z ditransformasikan ke dalam domain waktu diskrit n, maka :

$$(wcT - 2)y(n - 1) + (2 + wcT)y(n) = wcT(x(n) + wcTx(n - 1)) \quad (2.30)$$

Maka, didapatkan persamaan filter adalah sebagai beriku :

$$y(n) = \frac{w_c.T.x(n) + w_c.T.x(n - 1) - (w_c.T - 2)y(n - 1)}{w_c.T + 2} \quad (2.31)$$

Keterangan :

$y(n)$: output LPF (volt)

$x(n)$: input LPF - output *rectifier* (volt)

w_c : frekuensi *cut-off* (rad/s)

T : periode *sampling*(s)

n : data ke-

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

BAB III PERANCANGAN SISTEM

3.1 Diagram Blok Sistem

Sistem dirancang untuk melakukan 2 macam tugas, yaitu akuisisi dan pengolahan sinyal EMG saat proses *Maximum Muscle Test* (MMT) dan saat gerakan berjalan. Setiap proses dilakukan berdasarkan diagram blok yang sama, yaitu diagram blok yang dapat dilihat pada Gambar 3.1.

Proses akuisisi sinyal EMG dilakukan pada 9 otot yang terdapat pada anggota gerak bagian bawah pada manusia. Otot tersebut diantaranya *Iliopsosas*, *Gluteus Maksimus*, *Biceps Femoris Long Head*, *Biceps Femoris Short Head*, *Rectus Femoris*, *Vastus Muscle*, *Gastrocnemius*, *Tibialis Anterior*, dan *Soleus Ankle*.

Akuisisi dan pengolahan sinyal EMG saat proses MMT dilakukan dengan melakukan perekaman saat otot melakukan kontraksi maksimum. Kontraksi maksimum dilakukan dengan cara memaksa masing-masing otot untuk menggerakkan kaki sesuai dengan fungsinya masing-masing dan diberi penahan pada arah berlawanan dengan arah gerakan sehingga otot melakukan kontraksi tanpa terjadi gerakan pada kaki. Sedangkan akuisisi dan pengolahan sinyal EMG saat gerakan berjalan dilakukan dengan menggunakan 8 *channel* instrumentasi EMG. Akuisisi data otot *iliopsoas* dan *gluteus maximus* yang masing-masing memiliki fungsi *hip flexor* dan *hip extensor* dilakukan secara bergantian sedangkan akuisisi data pada otot lainnya dilakukan secara bersamaan.

Sinyal EMG yang mengalir melalui elektroda kemudian diolah dengan menggunakan instrumentasi EMG yang terdiri dari penguat instrumentasi dan filter. Kemudian sinyal EMG diakuisisi dengan menggunakan *analog-to-digital converter* internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG. Selanjutnya, data akuisisi diolah dengan menggunakan program komputer.

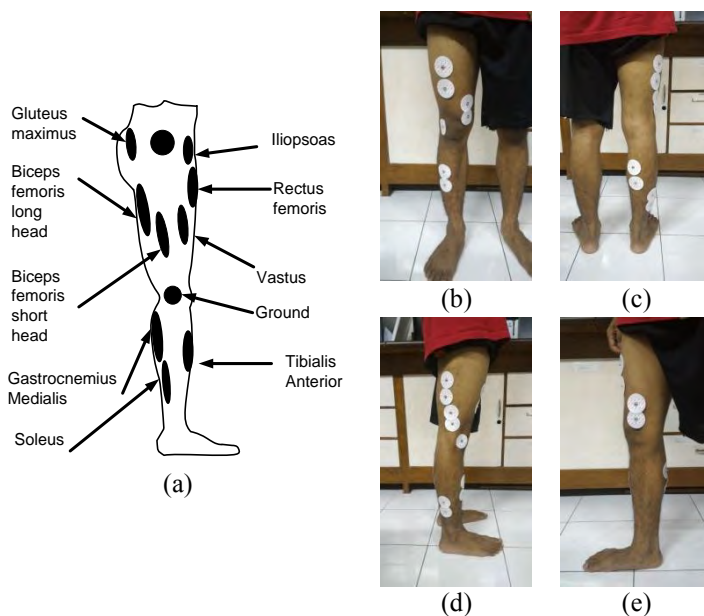


Gambar 3. 1 Diagram blok sistem

3.2 Posisi Elektroda pada Kaki Manusia

Data sinyal EMG diambil dengan menggunakan elektroda tipe *non-invasive electrode* atau elektroda permukaan yang terhubung pada 9 titik otot pada kaki.

Posisi penempatan elektroda pada 9 titik otot, yaitu *Iliopsoas*, *Gluteus Maksimus*, *Biceps Femoris Long Head*, *Biceps Femoris Short Head*, *Rectus Femoris*, *Vastus Muscle*, *Gastrocnemius*, *Tibialis Anterior*, *Soleus* Ankle dan *ground* yang diletakan pada tulang terdekat, yaitu patella, ditunjukkan pada Gambar 3.2.

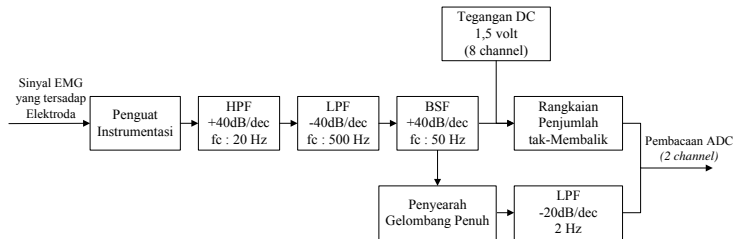


Gambar 3. 2 Posisi penempatan elektroda : (a) ilustrasi penempatan elektroda, (b) penempatan elektroda pada kaki – tampak depan, (c) penempatan elektroda pada kaki – tampak belakang, (d) penempatan elektroda pada kaki – tampak luar (e) penempatan elektroda pada kaki – tampak dalam

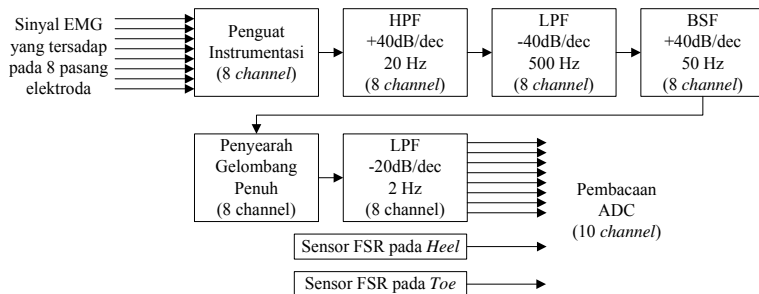
3.3 Perancangan Instrumentasi

Instrumentasi yang dibutuhkan berupa perangkat elektronik yang mampu menguatkan sinyal otot yang memiliki amplitudo pada skala μV sampai mV dan mereduksi *noise* yang ikut masuk bersama sinyal otot. Perancangan instrumentasi ini disesuaikan dengan dengan karakteristik sinyal otot yang akan diolah. Sinyal otot memiliki amplitudo dalam skala μV sampai mV dengan *bandwidth* frekuensi antara 20 – 500 Hz.

Instrumentasi memiliki 2 mode penggunaan, yaitu instrumentasi yang digunakan untuk proses MMT dan gerakan berjalan. Diagram blok instrumentasi untuk proses MMT dapat dilihat pada Gambar 3.3 dan untuk proses gerakan berjalan dapat dilihat pada Gambar 3.4.



Gambar 3. 3 Diagram blok instrumentasi untuk proses MMT



Gambar 3. 4 Diagram blok instrumentasi untuk proses gerakan berjalan

3.3.1 Perancangan Instrumentasi untuk Proses MMT

Akuisisi dan pengolahan sinyal EMG saat proses MMT dilakukan dengan melakukan perekaman saat otot melakukan kontraksi maksimum. Kontraksi maksimum dilakukan dengan cara memaksa masing-masing otot untuk menggerakkan kaki sesuai dengan fungsinya masing-masing dan diberi penahan pada arah berlawanan dengan arah gerakan sehingga otot melakukan kontraksi tanpa terjadi gerakan pada kaki.

Intrumentasi untuk proses MMT menggunakan 1 *channel* instrumentasi EMG dengan output berupa sinyal *raw* dan sinyal *linear envelope*. Elektroda yang dipasang pada setiap otot dihubungkan pada penguat instrumentasi dengan *gain* ± 1000 kali. Kemudian sinyal yang telah dikuatkan di filter dengan HPF +40dB/dec 20 Hz, LPF -40dB/dec 500 Hz, dan BSF +40 dB/dec 50 Hz.

Keluaran dari BSF akan diolah pada rangkaian selanjutnya untuk mendapatkan sinyal dalam bentuk *raw* dan *linear envelope*. ADC internal pada STM32F4VG tidak mampu membaca sinyal negatif. Oleh karena itu, untuk mendapatkan sinyal *raw* yang dapat terbaca seluruhnya oleh ADC, keluaran BSF dijumlahkan dengan tegangan DC sebesar 1,5 V menggunakan rangkaian penjumlah tak-membalik. Keluaran dari rangkaian penjumlah tak-membalik dihubungkan pada *channel* pertama dari ADC. Sedangkan pengolahan untuk mendapatkan sinyal dalam bentuk *linear envelope*, keluaran dari BSF dihubungkan pada rangkaian penyearah gelombang penuh dan selanjutnya di filter dengan menggunakan LPF -20dB/dec 2 Hz. Dan keluaran dari LPF dihubungkan pada *channel* kedua dari ADC.

3.3.2 Perancangan Instrumentasi untuk Proses Gerakan Berjalan

Akuisisi dan pengolahan sinyal EMG saat gerakan berjalan dilakukan dengan menggunakan 8 *channel* instrumentasi EMG. Akuisisi data otot *iliopsoas* dan *gluteus maximus* yang masing-masing memiliki fungsi *hip flexor* dan *hip extensor* dilakukan secara bergantian sedangkan akuisisi data pada otot lainnya dilakukan secara bersamaan. Akuisisi data sinyal EMG ini dilakukan bersamaan dengan akuisisi data *gait* yang didapatkan dari sensor FSR.

Intrumentasi untuk proses MMT menggunakan 8 *channel* instrumentasi EMG dengan output berupa sinyal *linear envelope*. Elektroda yang dipasang pada setiap otot dihubungkan pada penguat instrumentasi dengan *gain* ± 1000 kali. Kemudian sinyal yang telah

dikuatkan di filter dengan 8 *channel* filter yang terdiri dari *HPF* +40dB/dec 20 Hz, *LPF* -40dB/dec 500 Hz, dan *BSF* +40 dB/dec 50 Hz. Keluaran dari *BSF* akan diolah pada rangkaian selanjutnya untuk mendapatkan sinyal dalam bentuk *linear envelope*. Keluaran dari *BSF* dihubungkan pada 8 *channel* rangkaian penyearah gelombang penuh dan selanjutnya di filter dengan menggunakan 8 *channel* *LPF* -20dB/dec 2 Hz. Dan keluaran dari *LPF* dihubungkan pada 8 *channel* *ADC* serta keluaran dari sensor *FSR* pada *toe* dan *heel* dihubungkan pada masing-masing 1 *channel* *ADC*.

3.3.3 Perancangan Penguat Instrumentasi

Rangkaian penguat operasional memiliki parameter *Gain Bandwith*, dimana besarnya penguatan berbanding terbalik dengan frekuensi input. Untuk mengurangi karakteristik tersebut, pada rangkaian penguat instrumentasi, input dihubungkan pada *low pass filter* pasif seperti pada Gambar 3.4 blok 1. Frekuensi *cut-off* dari filter tersebut adalah 1000Hz.

Jika nilai kapasitor pada Persamaan (3.1) telah diketahui, maka dapat dihitung nilai resistansi:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

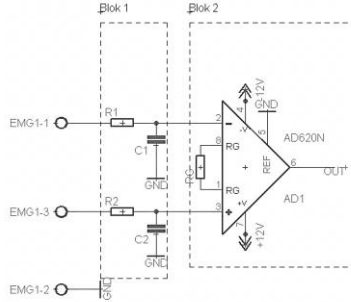
$$1000 \text{ hz} = \frac{1}{2 \times \pi \times 100 \text{ nF} \times R} \quad (3.2)$$

$$R = 1587 \, \Omega \quad (3.3)$$

Pada Gambar 3.4 blok 2 adalah IC AD620 yang mempunyai impedansi input yang cukup besar, yaitu sekitar 10M Ω . Nilai CMRR pada IC ini juga cukup tinggi yaitu 100dB pada saat G=10, Sehingga IC ini dipilih sebagai penguat instrumentasi. Amplitudo sinyal EMG memiliki amplitudo dengan skala uV, maka dirancang penguatan ± 1000 kali. Berdasarkan Persamaan (2.11) penguatan diatur melalui besarnya nilai tahanan RG, sehingga nilai RG dapat dihitung.

$$1000 = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.4)$$

$$R_G = 49,45 \Omega \quad (3.5)$$



Gambar 3. 5 Rangkaian penguat instrumentasi

3.3.4 Perancangan Rangkaian HPF +40dB/dec 20Hz

Rangkaian HPF digunakan untuk mereduksi sinyal DC drift yang mempunyai frekuensi rendah. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.5 Frekuensi terendah dari sinyal EMG sendiri adalah 20hz, berdasarkan Persamaan (2.19), jika nilai $C2 = C1 = 470\text{nF}$, maka dapat dihitung nilai resistansi $R1$ sama dengan dua kali $R2$:

$$fc = -\frac{1}{2\pi\sqrt{C1.C2.R1.R2}} \quad (3.6)$$

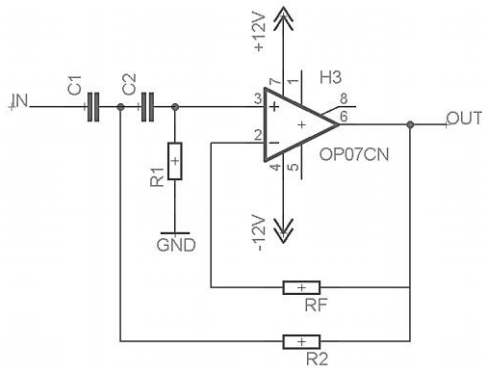
$$R1 = 12k\Omega \quad R2 = 24k\Omega \quad (3.7)$$

3.3.5 Perancangan Rangkaian LPF -40dB 500Hz

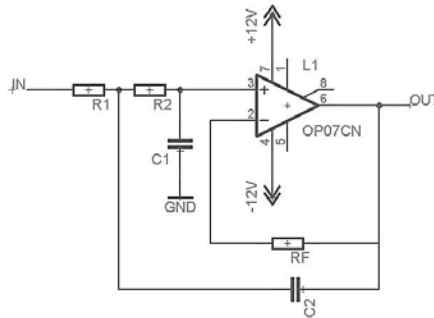
Rangkaian LPF berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi gelombang RF, dan untuk menghindari anti aliasing pada saat disampling. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.6. Frekuensi tertinggi dari sinyal EMG adalah 500hz, berdasarkan Persamaan (2.17), jika nilai $C1 = 22\text{nF}$ dan $C2 = 2$ kali $C1 = 44\text{nF}$, maka dapat dihitung nilai resistansi $R1$ sama dengan $R2$:

$$fc = \frac{1}{2\pi\sqrt{C1.C2.R1.R2}} \quad (3.8)$$

$$R = R1 = R2 = 10k\Omega \quad (3.9)$$



Gambar 3. 6 Rangkaian High Pass Filter 40dB/dec 20 Hz



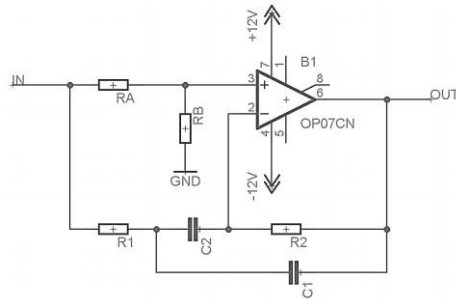
Gambar 3. 7 Rangkaian Low Pass Filter -40dB/dec 500 Hz

3.3.6 Perancangan Rangkaian BSF +40dB 50 Hz

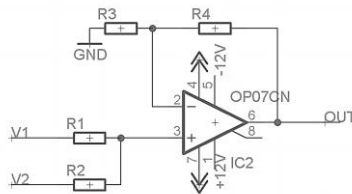
Rangkaian BSF berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi sinyal jala-jala dengan frekuensi 50hz. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.7. Berdasarkan Persamaan (2.23) bisa dicari nilai resistansi dan kapasitansi dari rangkaian, jika $C=10\text{nF}$, maka dihitung nilai resistansi.

$$50\text{hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{10\text{nF} \cdot R1 \cdot R2}} \quad (3.10)$$

$$R1=33\text{k}\Omega \quad ; \quad R2=3.3\text{M}\Omega \quad (3.11)$$



Gambar 3. 8 Rangkaian Band Stop Filter -40dB/dec 50 Hz



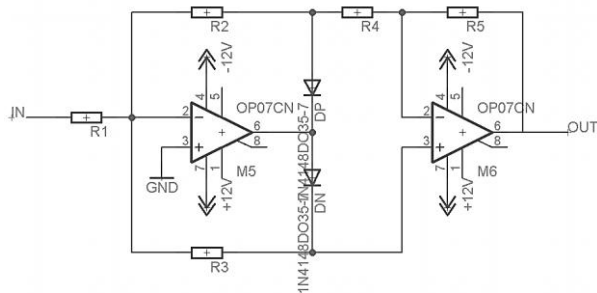
Gambar 3. 9 Rangkaian penjumlah tak membalik

3.3.7 Perancangan Rangkaian Penjumlah Tak-Membalik

ADC internal ARM memiliki range tegangan 0-3volt. Sedangkan sinyal EMG dari output BSF memiliki nilai negatif yang tidak dapat dibaca oleh ADC internal ARM tersebut. Oleh karena itu, digunakan rangkaian penjumlah atau juga sering disebut rangkaian *offset* sehingga semua sinyal EMG dapat tercuplik dari puncak bawah sampai dengan *peak* sinyal. Maka rangkaian penjumlah ini berada pada stage bagian akhir sebelum masuk ke Analog Digital Converter(ADC) internal ARM. Rangkaian seperti pada Gambar 3.8. Berdasarkan Persamaan (2.15) dapat dicari nilai masing-masing tahanan pada rangkaian ini. Jika nilai $R=10k\Omega$, maka nilai $R1, R2, R3, R4$ adalah $10k\Omega$.

$$V_O = V_1 + V_2 \quad (3.12)$$

V_O adalah tegangan yang akan disampling oleh ADC, V_1 adalah output dari BSF, V_2 adalah tegangan offset. Untuk memaksimalkan



Gambar 3. 10 Rangkaian penyearah

range tegangan pada ADC, nilai tegangan offset adalah setengah nilai maksimal atau sama dengan nilai 1,5volt. Sehingga persamaan menjadi:

$$VO = V1 + 1,5 \text{ volt} \quad (3.13)$$

3.3.8 Perancangan Rangkaian Penyearah

Rangkaian penyearah berfungsi untuk meloloskan sinyal EMG dengan polaritas positif dan mengubah sinyal EMG yang memiliki polaritas negatif menjadi sinyal yang memiliki polaritas positif. Sehingga dihasilkan sinyal dengan polaritas positif pada keseluruhan sinyal EMG yang direkam. Konfigurasi rangkaian penyearah seperti pada Gambar 3.9.

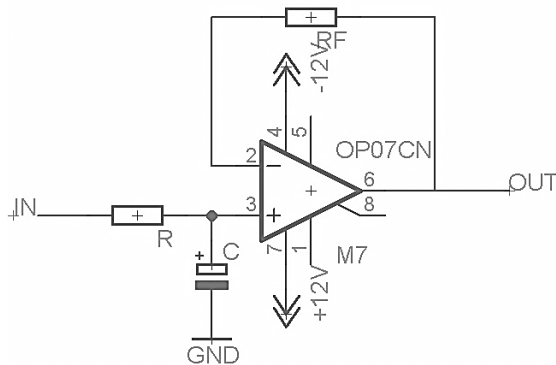
$$R1 = R2 = R3 = R4 = R \quad (3.14)$$

Dalam perancangan rangkaian penyearah ini, dipilih nilai R sebesar :

$$R = 150 \text{ K}\Omega \quad (3.15)$$

3.3.9 Perancangan Rangkaian LPF -20dB 2 Hz

Setelah dilakukan penyearahan terhadap sinyal EMG yang direkam, selanjutnya adalah rangkaian LPF -20 dB dengan frekuensi yang sangat rendah. Dalam penelitian ini dipilih LPF -20dB dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz. Dengan mem-filter sinyal EMG yang telah disearahkan, rangkaian ini akan menghasilkan *linear envelope* dari



Gambar 3. 11 Rangkaian LPF -20dB/dec 2 Hz

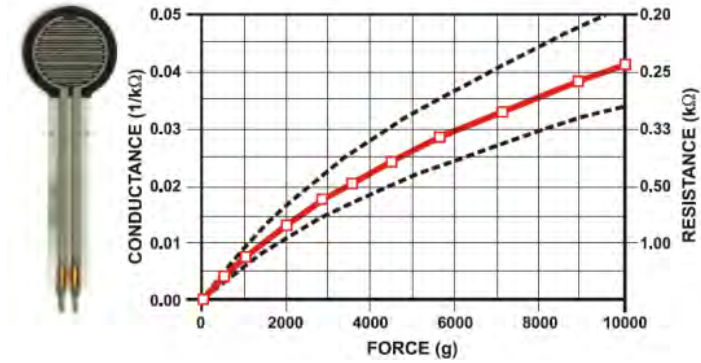
sinyal EMG. Konfigurasi rangkaian penyearah seperti pada Gambar 3.10. Dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz, jika nilai $C=1\mu\text{F}$, maka dapat dihitung nilai resistansi R:

$$f = \frac{1}{2\pi.R.C} \quad (3.16)$$

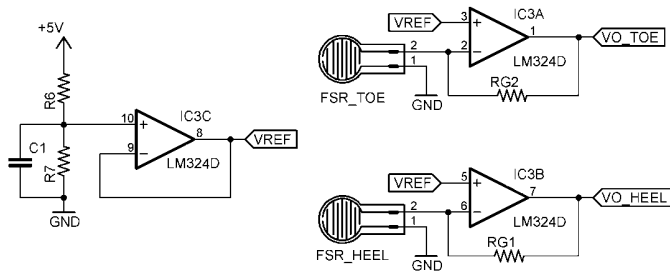
$$R = 79,5K\Omega \quad (3.17)$$

3.3.10 Perancangan Sensor untuk Deteksi Gait

Force sensing resistor (FSR) dapat digunakan untuk mendeteksi *gait*. FSR merupakan sebuah sensor yang terbuat dari bahan *polymer thick film* (PTF). Karakteristik dari FSR adalah nilai resistansi akan berubah jika permukaan aktif FSR diberi gaya. Nilai resistansi dari FSR berbanding terbalik dengan nilai gaya yang diberikan.



Gambar 3. 12 Perubahan resistansi terhadap perubahan gaya (0-10kg)



Gambar 3. 13 Rangkaian pengubah arus FSR ke tegangan dengan referensi

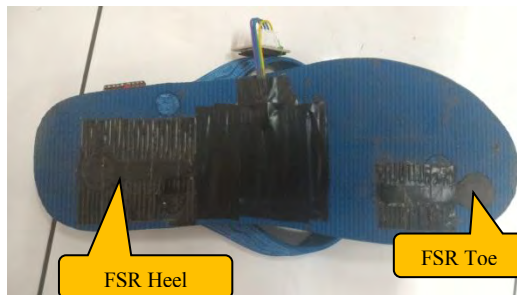
Perubahan resistansi FSR terhadap perubahan gaya seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.3, jika gaya yang diberikan pada permukaan aktif FSR semakin besar maka resistansi semakin kecil. Sehingga dirancang rangkaian perubah arus ke tegangan untuk mengkonversi gaya terhadap FSR ke nilai tegangan. Rangkaian konversi arus ke tegangan ditunjukkan pada Gambar 3.4.

$$V_{O_{TOE,HEEL}} = V_{REF} \left(1 + \frac{RG}{R_{FSR_{TOE,HEEL}}} \right) \quad (3.20)$$

Keterangan:

- $V_{O_{TOE,HEEL}}$: tegangan keluaran pada masing-masing sensor FSR
- V_{REF} : tegangan referensi
- R_G : resistor *gain*
- $R_{FSR_{TOE,HEEL}}$ nilai perubahan resistansi masing-masing sensor FSR.

Penggunaan tegangan referensi, V_{REF} , digunakan untuk mengatur tegangan output minimum FSR ketika tidak ada gaya yang diterapkan. Tegangan referensi dipilih bernilai sekitar 1 volt dan diperoleh nilai $R_7 = 1\text{K}\Omega$, $R_6 = 4\text{K}\Omega$. Untuk penguatan rangkaian di-set ketika FSR diberi beban maksimum nilai tegangan output harus dibawah 3,3 volt dan diperoleh nilai $R_G = 1\text{K}\Omega$. FSR *heel* dan FSR *toe* dipasang pada alas kaki, dalam hal ini dipilih sandal jepit, seperti tampak pada Gambar 3.20.



Gambar 3. 14 Posisi FSR heel dan toe pada sandal jepit.



Gambar 3. 15 Hasil Perancangan Instrumentasi

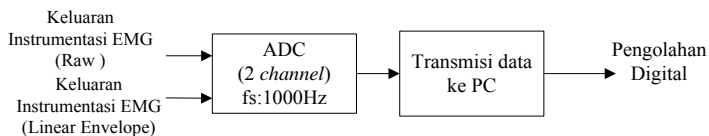
3.4 Perancangan Akuisisi Data

Akuisisi data dilakukan dengan menggunakan ADC internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG. Proses akuisisi terdiri dari 2 proses, yaitu akuisisi data pada proses MMT dan akuisisi data pada proses gerakan berjalan.

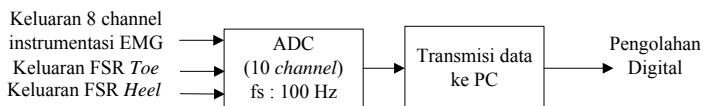
Pada proses MMT, sinyal yang diakuisisi berupa sinyal *raw* dan *linear envelope* sehingga menggunakan 2 *channel* ADC. Sinyal *raw* yang memiliki frekuensi tinggi, sehingga akuisisi dilakukan dengan menggunakan frekuensi sampling pada ADC sebesar 1000Hz. Sedangkan pada proses gerakan berjalan, akuisisi dilakukan pada 8 *channel* instrumentasi dan 2 buah sensor FSR sehingga menggunakan 10 *channel* ADC. Sinyal yang diakuisisi berupa sinyal *linear envelope* yang memiliki frekuensi rendah, akuisisi dilakukan dengan menggunakan frekuensi sampling pada ADC sebesar 100 Hz. Data yang telah diakuisisi menggunakan ADC, dikirim pada komputer dengan menggunakan komunikasi serial.

3.5 Perancangan Pengolahan Data

Proses data terbagi atas 2 bagian, yaitu pengolahan untuk mendapatkan nilai maksimal dari *Maximum Muscle Test* (MMT) dan pengolahan data sinyal otot gerakan berjalan.



Gambar 3. 16 Diagram blok akuisisi data proses MMT



Gambar 3. 17 Diagram blok akuisisi data proses gerakan berjalan

3.5.1 Perancangan Pengolahan *Maximum Muscle Test* (MMT)

Maximum Muscle Test merupakan proses untuk mendapatkan nilai kontraksi maksimal dari setiap otot. Proses dilakukan dengan membuat otot melakukan kontraksi sesuai dengan fungsinya masing-masing dengan ditahan pada arah berlawanan, sehingga otot akan melakukan kontraksi tanpa adanya pergerakan pada bagian tubuh.

Akuisisi data dari instrumentasi EMG menggunakan 2 *channel* ADC internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG. *Channel* pertama digunakan untuk akuisisi data MMT berupa sinyal *raw* EMG dan *channel* kedua digunakan untuk akuisisi data sinyal EMG berupa sinyal *envelope* EMG. Frekuensi sampling yang digunakan pada proses ini adalah 1000 Hz. Dan selanjutnya data dikirim kepada PC menggunakan komunikasi serial.

Data *raw* diolah dengan program komputer untuk hasilkan sinyal dalam bentuk *linear envelope*. Proses ini dilakukan dengan *rectifier* sinyal dengan persamaan sebagai berikut :

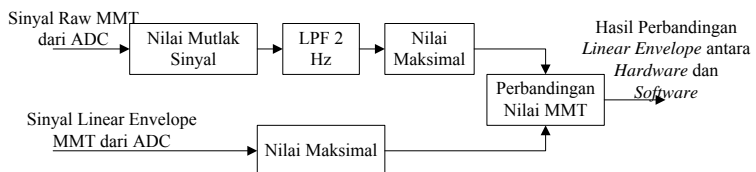
$$y(n) = \sqrt{x^2(n)} \quad (3.21)$$

Keterangan :

$y(n)$: output *rectifier* (volt)

$x(n)$: input *rectifier* – sinyal *raw* EMG (volt)

n : data ke-



Gambar 3. 18 Diagram blok Pengolahan Maximum Muscle Test

Sinyal hasil proses *rectifier* kemudian di filter dengan menggunakan filter *butterworth* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz. Persamaan dari filter adalah sebagai berikut :

$$y(n) = \frac{w_c.T.x(n) + w_c.T.x(n-1) - (w_c.T - 2)y(n-1)}{w_c.T + 2} \quad (3.22)$$

Keterangan :

$y(n)$: output LPF (volt)

$x(n)$: input LPF - output *rectifier* (volt)

w_c : frekuensi *cut-off* (rad/s)

T : periode *sampling*(s)

n : data ke-

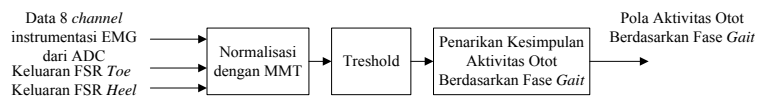
Hasil dari pengolahan program komputer di atas merupakan sinyal *raw* EMG dalam bentuk *linear envelope*. Setelah didapatkan sinyal EMG dalam bentuk *linear envelope* yang didapat dari hardware dan pengolahan dengan program komputer, ditentukan nilai maksimal dari sinyal ini untuk kemudian dilakukan perbandingan nilai maksimal antara *hardware* dan hasil pengolahan dengan program komputer.

3.5.2 Perancangan Pengolahan Data Gerakan Berjalan

Data gerakan berjalan diakuisisi dengan menggunakan elektroda permukaan yang dipasang pada 8 otot yang berada pada kaki bersamaan dengan data FSR untuk mendeteksi *gait*. Data yang diakuisisi berupa data *linear envelope* dari *hardware*. Secara keseluruhan, pengolahan data gerakan berjalan dengan program komputer dapat dilihat pada Gambar 3.17 .

Selanjutnya data diakuisisi dengan menggunakan 10 *channel* ADC internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG dengan frekuensi *sampling* sebesar 100 Hz. FSR menggunakan 2 *channel* ADC untuk akuisisi besarnya perubahan nilai FSR dan 8 *channel* lainnya dihubungkan pada masing-masing otot. Selanjutnya data ADC dikirim kepada PC menggunakan komunikasi serial.

Pada PC dilakukan pengolahan dengan menggunakan program komputer. Proses yang dilakukan adalah melakukan normalisasi dengan menggunakan nilai maksimum yang telah didapatkan pada pengolahan MMT. Kemudian dilakukan proses *threshold* sebesar 10% untuk mendapatkan *onset* dari masing-masing otot.



Gambar 3. 19 Diagram blok Pengolahan Data Gerakan Berjalan

BAB IV

HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA

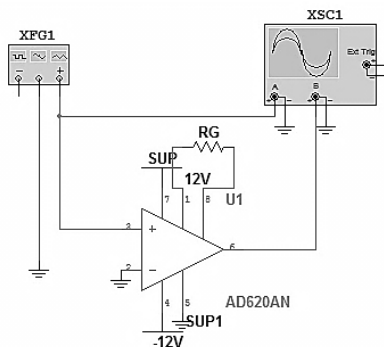
Pada bab ini akan dibahas mengenai hasil-hasil apa saja yang didapatkan dalam penelitian. Bab ini akan dibagi-bagi menjadi beberapa bagian pembahasan sesuai dengan metode penelitian yang digunakan. Sistem yang dirancang akan dilakukan pengujian dan analisa sebagai berikut:

- Pengujian dan analisa Perangkat Elektronik
 - Pengujian dan analisa rangkaian penguat instrumentasi
 - Pengujian dan analisa rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz.
 - Pengujian dan analisa rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz.
 - Pengujian dan analisa rangkaian BSF 50 Hz.
 - Pengujian dan analisa rangkaian penjumlah tak-Membalik.
 - Pengujian dan analisa rangkaian *envelope*.
 - Pengujian dan analisa sensor untuk deteksi *gait*.
- Pengujian dan analisa Perangkat Lunak
 - Pengujian dan analisa *Maximum Muscle Test* (MMT) serta perbandingan *linear envelope* dengan menggunakan hardware dan software.
 - Pengujian dan analisa data gerakan berjalan.

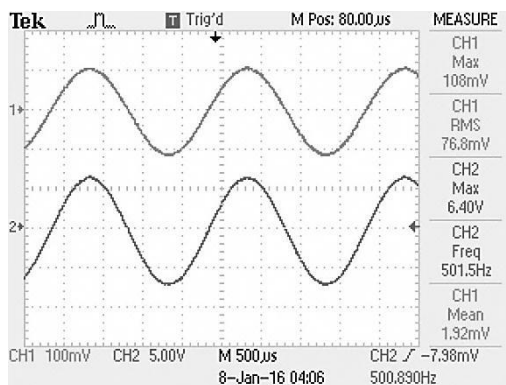
4.1 Pengujian dan Analisa Instrumentasi

4.1.1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.1 dengan memberikan input sinyal sinus 108mV dengan frekuensi 500hz ke input penguat instrumen. Sinyal sinus di inputkan pada input (+) penguat instrumen, sedangkan input (-) di *ground* kan. RG merupakan tahanan variabel yang diatur dengan tahanan sebesar 820 Ω . Gambar 4.2 menunjukkan penguatan dari output AD620.



Gambar 4. 1 Pengujian Penguat Instrumentasi



Keterangan :
 CH 1: input
 CH 2 : ouput

Gambar 4. 2 Hasil Pengujian Penguatan Instrumentasi

Berdasarkan pengujian dan perhitungan terdapat perbedaan besarnya penguatan,

$$Av = \frac{Vo}{Vi} = \frac{6.4}{0.108} = 59,3 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan pengujian})$$

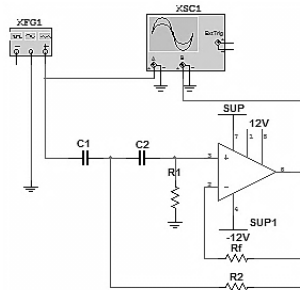
$$Av = \frac{49.4K\Omega}{820\Omega} + 1 = 61,2 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan teori})$$

4.1.2 Pengujian dan Analisa Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

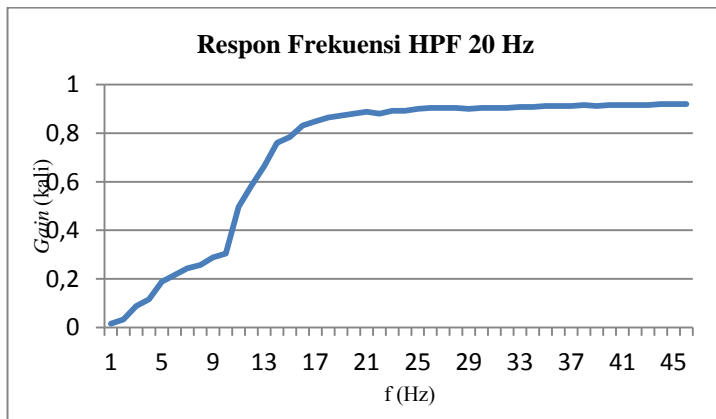
Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian HPF. Pengujian dilakukan seperti pada Gambar 4.3 dan hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.2 dan Gambar 4.4

Tabel 4. 1 Pengujian rangkaian rangkaian HPF +40dB/dec 20Hz
 $V_{input} = 1V$

f_{in} (Hz)	V_{out} (V)
1	0,016
5	0,188
10	0,304
15	0,496
16	0,584
17	0,664
18	0,76
19	0,784
20	0,832
21	0,848
22	0,864
23	0,872
24	0,88
25	0,888
30	0,904
35	0,904
40	0,912
45	0,916
50	0,92



Gambar 4. 3 Pengujian Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz



Gambar 4. 4 Grafik pengujian rangkaian rangkaian HPF +40dB/dec 20Hz

Fiter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 20 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah 0,707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, didapat:

- frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 17,45 Hz.
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 0,92 kali.
- Kesalahan frekuensi cutoff adalah $20\text{hz}-17,45\text{hz}=2,55\text{hz}$.

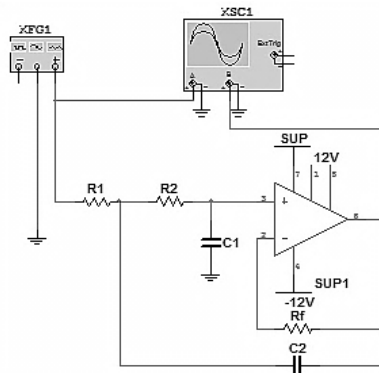
Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi potong dari filter belum tepat, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk HPF ini sudah cukup. Karena filter ini berfungsi mengurangi sinyal DC.

4.1.3 Pengujian dan Analisa Rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz

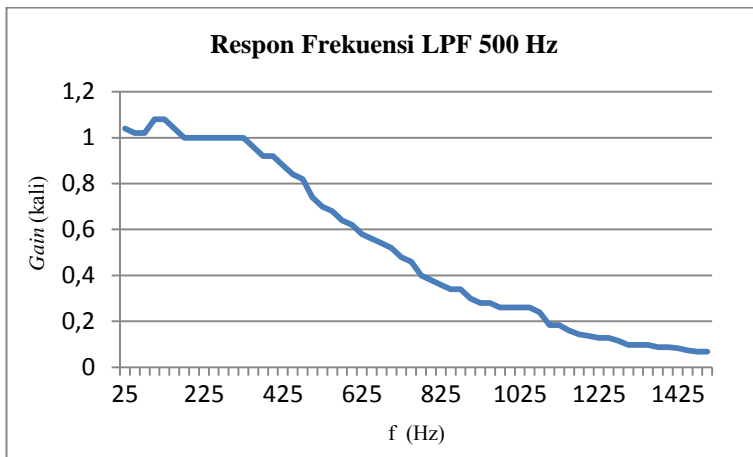
Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian LPF. Pengujian dilakukan seperti pada Gambar 4.5 dan hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.6

Tabel 4. 2 Pengujian rangkaian rangkaian LPF -40dB/dec 500Hz
Vinput = 1V

f _{in} (Hz)	V _{out} (V)
25	0,992
50	0,992
100	0,992
400	0,936
450	0,904
500	0,864
550	0,872
600	0,76
700	0,64
800	0,52
900	0,432
1000	0,368
1200	0,248
1400	0,184
1600	0,144
1800	0,112
2000	0,096
5000	0,032



Gambar 4. 5 Pengujian rangkaian rangkaian LPF -40dB/dec 500Hz



Gambar 4. 6 Grafik pengujian rangkaian rangkaian LPF -40dB/dec 500Hz

Fiter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 20 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah 0,707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, didapat:

- frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah antara 521 Hz.
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 1,04 kali.
- Kesalahan frekuensi cutoff adalah $521\text{Hz} - 500\text{Hz} = 21\text{Hz}$.

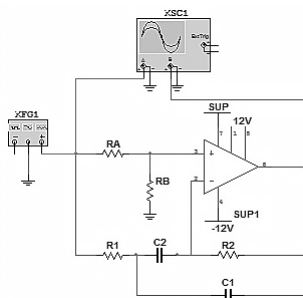
Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi *cut-off* dari filter belum tepat, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk LPF ini sudah cukup. Karena filter ini telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi di atas 500 Hz.

4.1.4 Pengujian dan Analisa Rangkaian BSF 40dB/dec 50 Hz

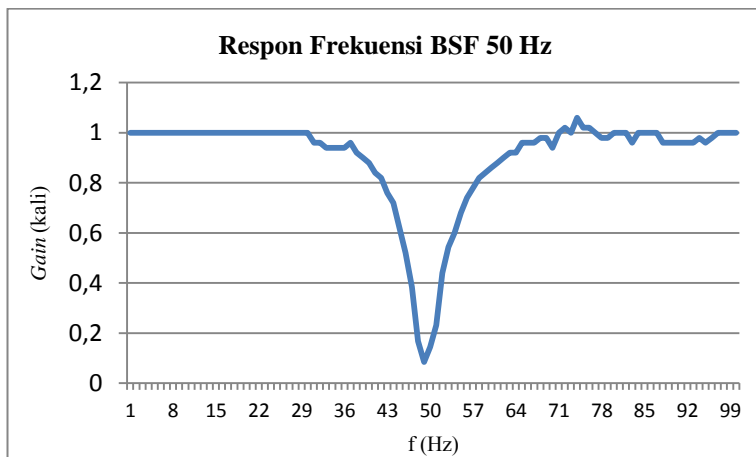
Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian BSF. Pengujian dilakukan seperti pada Gambar 4.7 dan hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.4 dan Gambar 4.9.

Tabel 4. 3 Pengujian rangkaian rangkaian BSF -40dB/dec 500Hz
Vinput = 1V

f _{in} (Hz)	V _{out} (V)
10	1
20	1
30	1
35	0,94
45	0,62
46	0,52
47	0,384
48	0,168
49	0,084
50	0,144
51	0,232
52	0,44
53	0,544
54	0,6
55	0,68
60	0,86
70	0,94
80	1



Gambar 4. 7 Pengujian rangkaian rangkaian BSF +40 dB/dec 50 Hz



Gambar 4. 8 Grafik pengujian rangkaian rangkaian BSF

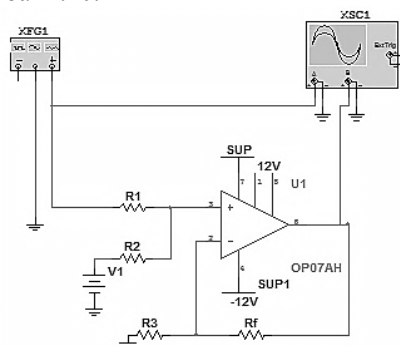
Fiter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 50 Hz dengan *bandwidth* 10Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah minimum. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, didapat :

- Saat frekuensi masukan 50 Hz, didapat V_{out} sebesar 0,144V.
- Frekuensi tengah pada 49 hz dengan penguatan 0.084 kali.
- *Bandwidth* sebesar 11 Hz.
- Penguatan maksimal pada daerah *passband* adalah 1,02 kali
- Kesalahan frekuensi *cut-off* filter 50Hz - 49Hz = 1Hz
- Kesalahan *bandwidth* filter 11Hz – 10Hz = 1 Hz.

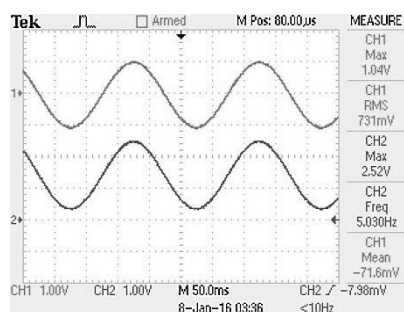
Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi *cut-off* dari filter belum tepat, yaitu berada pada frekuensi 51 Hz. Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk LPF ini sudah cukup. Karena filter ini telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi jala-jala 50 Hz dan amplitudo sinyal lebih besar daripada *noise*.

4.1.5 Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah Tak-Membalik

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.9. dengan input yang direpresentasikan oleh CH2 berupa sinus 1 Vmax dan frekuensi 100Hz. Kemudian tegangan offset diatur 1,5volt DC. Hasil percobaan didapat seperti pada Gambar 4.10.



Gambar 4. 9 Pengujian rangkaian penjumlah tak-membalik



Keterangan :

CH 1 : input

CH 2 : ouput

Gambar 4. 10 Hasil pengujian rangkaian penjumlah tak-membalik

Berdasarkan gambar 4.10, didapatkan bahwa sinyal input 1 V menghasilkan sinyal input yang bergeser sebesar 1,48 V sehingga V_{max} pada output menjadi 2,48 V. Maka dapat dikatakan rangkaian penjumlah dapat berkerja dengan baik. Secara teori dan pengujian memiliki output sama.

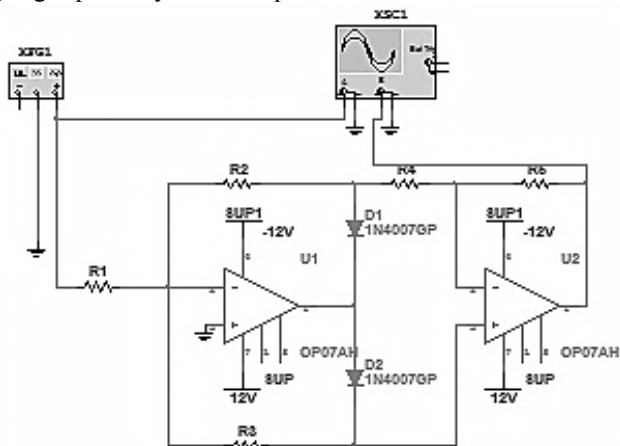
4.1.6 Pengujian dan Analisa Rangkaian Envelope

Rangkaian *envelope* terdiri dari 2 buah rangkaian yang di *cascade*, yaitu rangkaian penyearah gelombang penuh dan rangkaian LPF - 20dB/dec dengan frekuensi *cut-off* 2Hz.

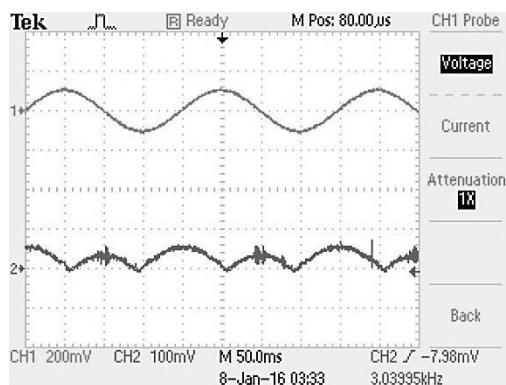
4.1.6.1 Pengujian dan Analisa Rangkaian Penyearah

Pengujian dilakukan seperti pada gambar 4.11 dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V. Pengujian ini bertujuan untuk melihat apakah rangkaian mampu menyearahkan sinyal yang terdiri dari nilai positif dan negatif. Hasil pengujian dapat dilihat pada dan Gambar 4.12.

Dari hasil pengujian didapatkan sinyal masukan yang berupa sinyal sinus setelah melewati rangkaian penyearah, nilai negatif pada sinyal sinus tersebut berubah nilainya menjadi positif. Sehingga dihasilkan sinyal yang sepenuhnya bernilai positif.



Gambar 4. 11 Pengujian Rangkaian Penyearah



Gambar 4. 12 Hasil pengujian rangkaian penyearah tak-membalik

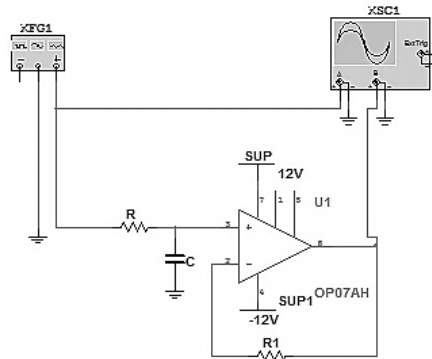
4.1.6.2 Pengujian dan Analisa Rangkaian LPF -20dB 2Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian LPF. Pengujian dilakukan seperti pada Gambar 4.12 dan hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.5 dan Gambar 4.13

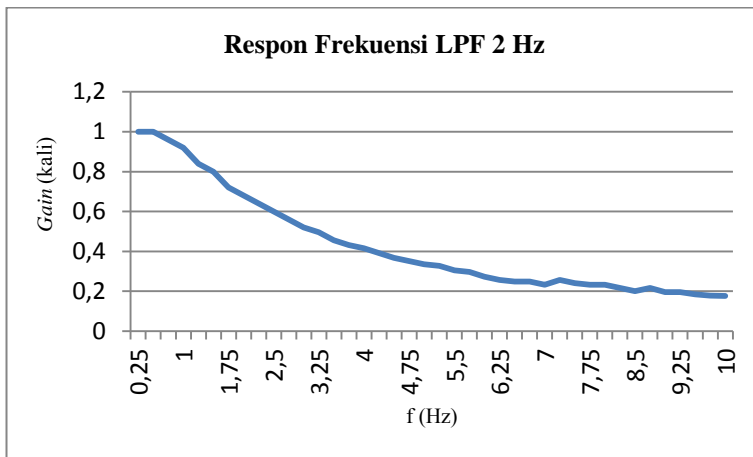
Tabel 4. 4 Pengujian rangkaian LPF

$V_{input} = 1V$

f_{in} (Hz)	V_{out} (V)
0,5	1
1	0,92
1,25	0,84
1,5	0,8
1,75	0,72
2	0,68
2,5	0,6
5	0,336
7,5	0,24
10	0,176



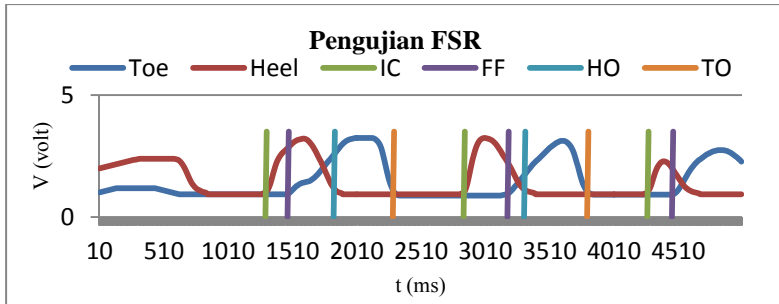
Gambar 4. 13 Pengujian rangkaian rangkaian LPF



Gambar 4. 14 Grafik pengujian rangkaian rangkaian LPF -20dB/dec 2Hz

Fiter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 20 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah 0,707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, didapat:

- frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 1,85 Hz.
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 1 kali.
- Kesalahan frekuensi cutoff adalah $2\text{hz}-1,85\text{hz}=0,15\text{hz}$.



Gambar 4. 15 Hasil pengujian FSR

Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi *cut-off* dari filter belum tepat, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk LPF ini sudah cukup. Karena filter ini telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi di atas 2 Hz. Selain itu, sinyal rangkaian ini sudah mampu mengolah sinyal yang berasal dari rangkaian penyearah menjadi sinyal yang ter-envelope.

4.1.7 Pengujian dan Analisa Sensor untuk Deteksi Gait

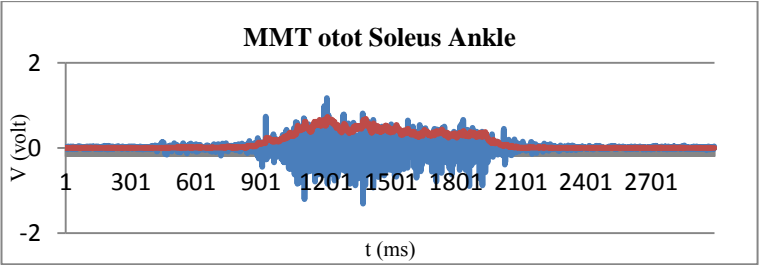
Sensor untuk deteksi *Gait* digunakan untuk mendapatkan *gait event* berupa *initial contact (IC)*, *foot flat (FF)*, *heel off (HO)*, dan *toe off (HO)*. Hasil dari pengujian sensor untuk deteksi *gait* dapat dilihat pada Gambar 4.15. Dari gambar tersebut, dapat dilihat bahwa sensor yang dirancang telah mampu menghasilkan data *gait* dan dapat diolah untuk menghasilkan *gait event* yang dibutuhkan.

4.2 Pengujian dan Analisa Pengolahan Data

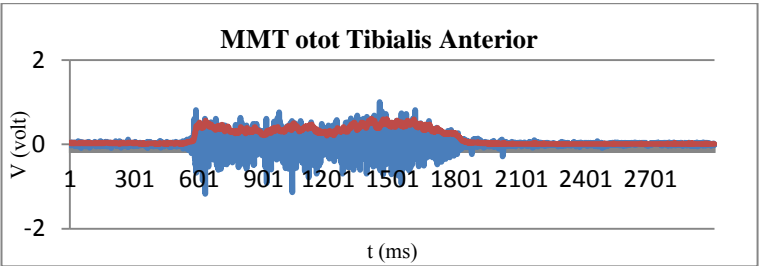
4.2.1 Pengujian dan Analisa *Maximum Muscle Test (MMT)* dan Perbandingan *Linear Envelope* dengan Hardware dan Software

Hardware yang telah dirancang mampu mengambil sinyal EMG yang berbentuk *raw* dan yang sudah ter-envelope. Pengujian MMT dilakukan dengan merekam sinyal *raw* dan *envelope* dari hardware dengan membuat otot untuk melakukan kontraksi maksimal tanpa terjadi gerakan. Sinyal EMG yang berbentuk *raw* kemudian diolah secara software untuk menghasilkan sinyal *envelope*. Proses dengan menggunakan software dirancang mengikuti sistem kerja dari hardware, yaitu dengan menggunakan penyearah dan LPF *Butterworth* 2Hz.

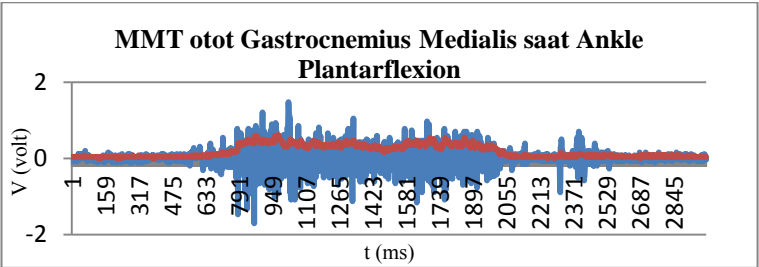
Berikut merupakan hasil MMT serta perbandingan *envelope* dari *hardware* dan *software*.



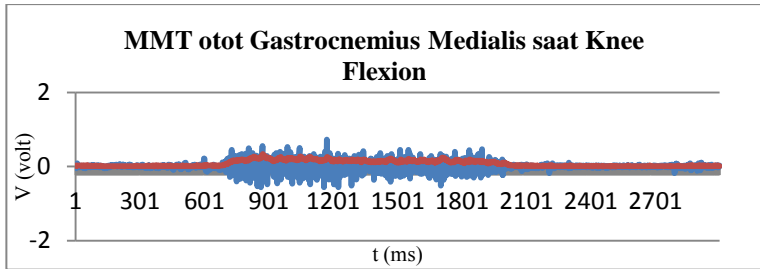
Gambar 4. 16 MMT otot Soleus Ankle



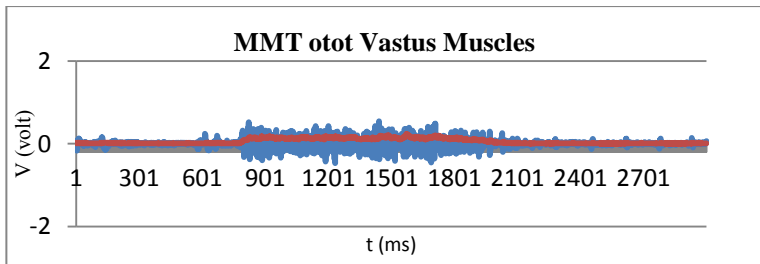
Gambar 4. 17 MMT otot Tibialis Anterior



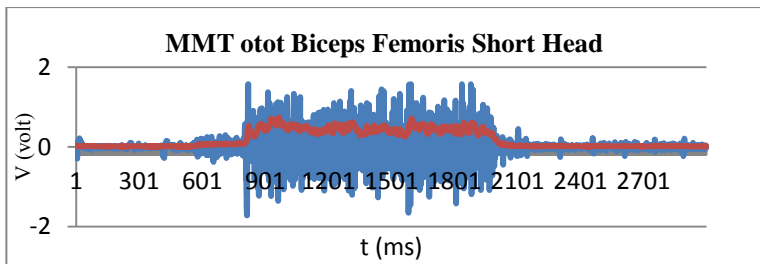
Gambar 4. 18 MMT otot Gastrocnemius Medialis saat Ankle Plantarflexion



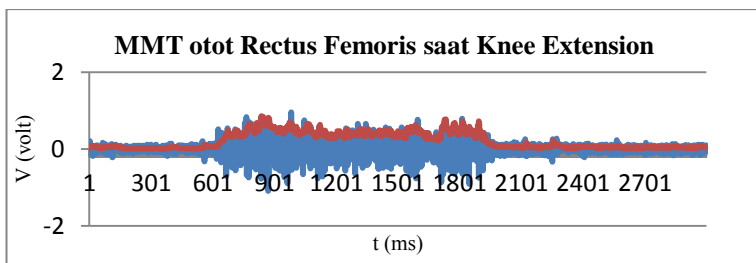
Gambar 4. 19 MMT otot Gastrocnemius Medialis saat Knee Flexion



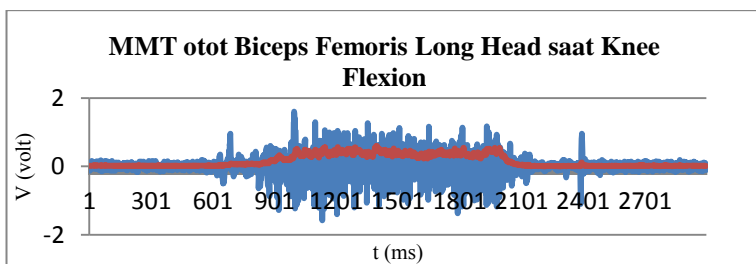
Gambar 4. 20 MMT otot Vastus Muscles



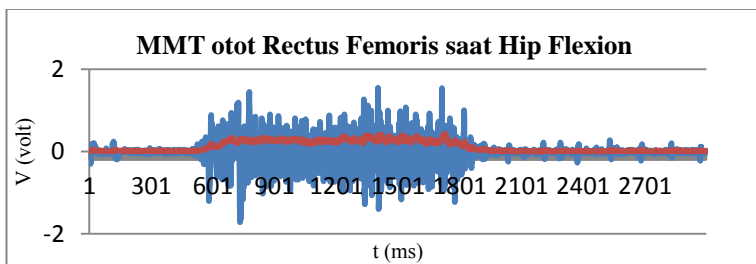
Gambar 4. 21 MMT otot Biceps Femoris Short Head



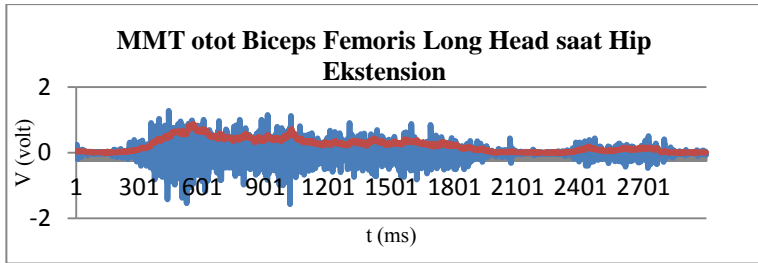
Gambar 4. 22 MMT otot Rectus Femoris saat Knee Extension



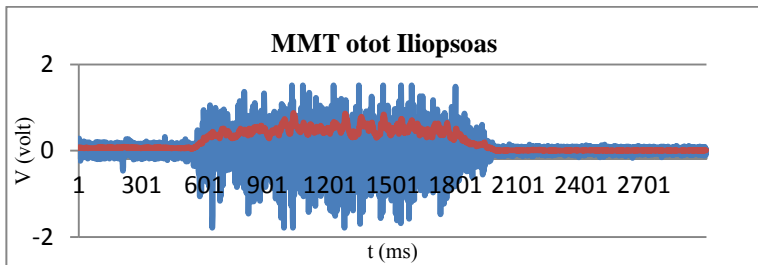
Gambar 4. 23 MMT otot Biceps Femoris Long Head saat Knee Flexion



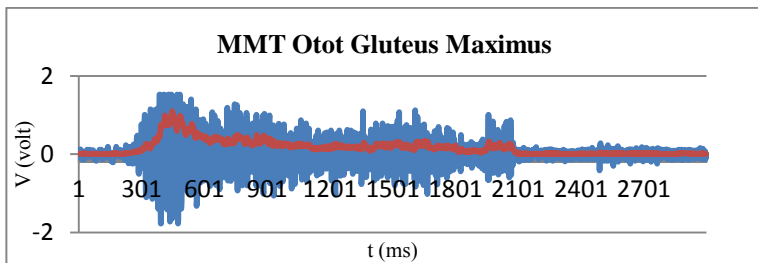
Gambar 4. 24 MMT otot Rectus Femoris saat Hip Flexion



Gambar 4. 25 MMT otot Biceps Femoris Long Head saat Hip Ekstension

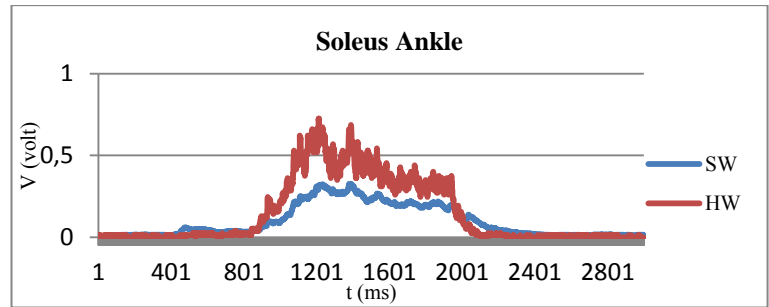


Gambar 4. 26 MMT otot Iliopsoas

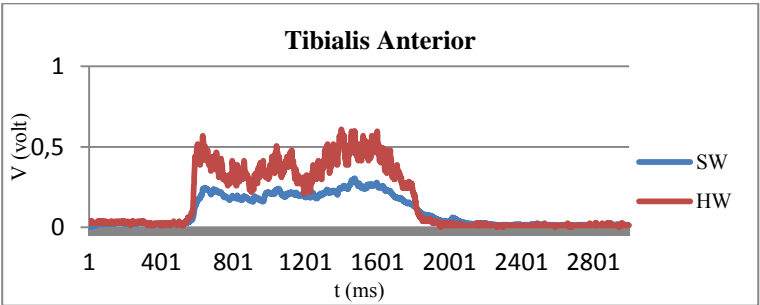


Gambar 4. 27 MMT Otot Gluteus Maximus

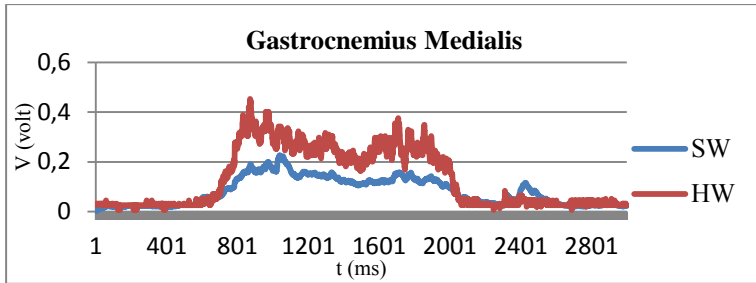
Pada hasil perekaman MMT di atas selanjutnya, sinyal *raw* diolah dengan menggunakan program komputer. Pengolahan dilakukan dengan melakukan penyearahan dan kemudian di filter dengan menggunakan LPF dengan frekuensi *cut-off* 2 Hz. Berikut merupakan hasil *linear envelope* dari *hardware* dan pengolahan *software*



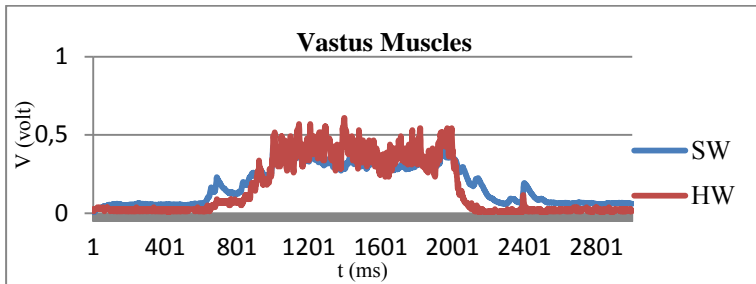
Gambar 4. 28 Hasil Linear Envelope pada otot Soleus Ankle



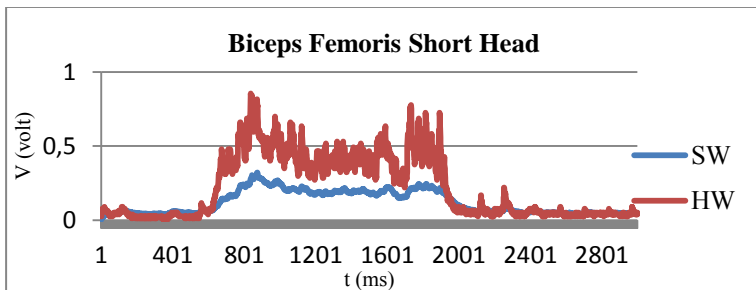
Gambar 4. 29 Hasil Linear Envelope pada otot Tibialis Anterior



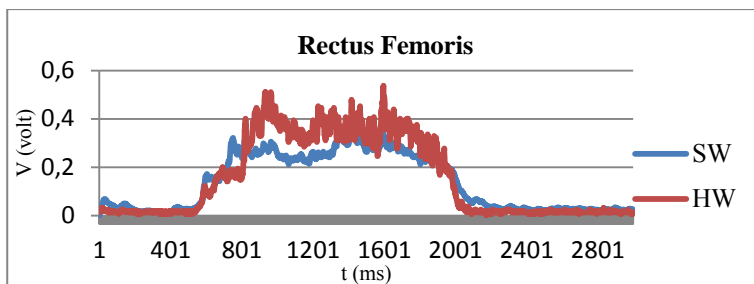
Gambar 4. 30 Hasil Linear Envelope pada otot Gastrocnemius Medialis



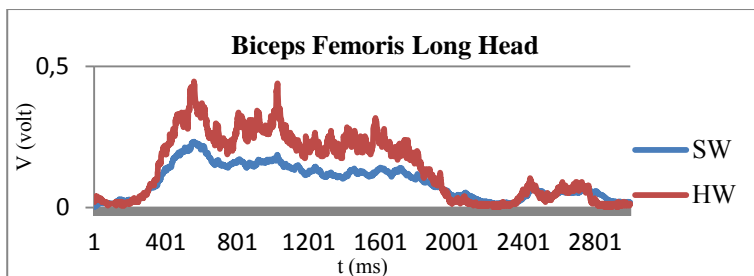
Gambar 4. 31 Hasil Linear Envelope pada otot Vastus Muscles



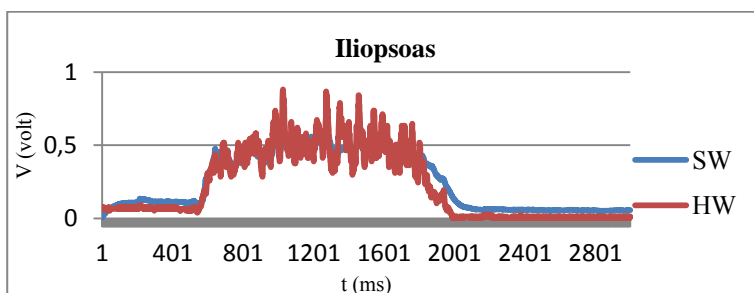
Gambar 4. 32 Hasil Linear Envelope pada otot Biceps Femoris Short Head



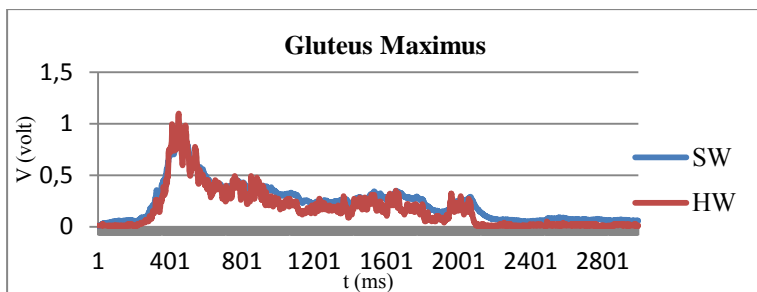
Gambar 4. 33 Hasil Linear Envelope pada otot Rectus Femoris



Gambar 4. 34 Hasil Linear Envelope pada otot Biceps Femoris Long Head



Gambar 4. 35 Hasil Linear Envelope pada otot Iliopsoas



Gambar 4. 36 Hasil Linear Envelope pada otot Gluteus Maximus

Tabel 4.5 menjelaskan perbandingan nilai maximum *linear envelope* pada proses MMT antara *hardware* dan *software* .

Tabel 4. 5 Perbandingan nilai Maksimum *Linear Envelope* antara *hardware* dan *software*

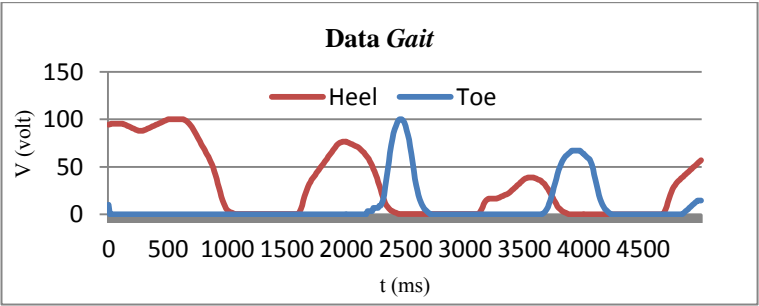
Nama Otot	Nilai Max	
	<i>Software</i>	<i>Hardware</i>
Soleus Ankle	0,327028	0,724706
Tibialis Anterior	0,304521	0,608235
Gastrocnemius Medialis	0,226364	0,452941
Vastus Muscles	0,43721	0,608235
Biceps Femoris Short Head	0,320501	0,854118
Rectus Femoris	0,358217	0,537059
Biceps Femoris Long Head	0,233185	0,446471
Iliopsoas	0,602911	0,88
Gluteus Maximus	0,946397	1,1

Nilai maksimum dari *hardware* merupakan nilai maksimum dari data *linear envelope* dengan menggunakan *hardware*. Sedangkan nilai maksimum dari *software* merupakan nilai maksimum dari *linear envelope* dengan menggunakan pengolahan program komputer.

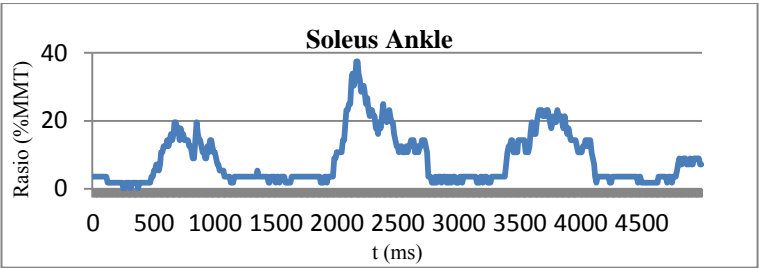
Dari hasil kedua sinyal tersebut dapat dilihat bahwa sinyal *envelope* dengan *software* cenderung memiliki nilai amplitudo yang lebih kecil dibandingkan hasil sinyal *envelope* dengan *hardware*.

4.2.2 Pengujian dan analisa normalisasi sinyal EMG dengan MMT

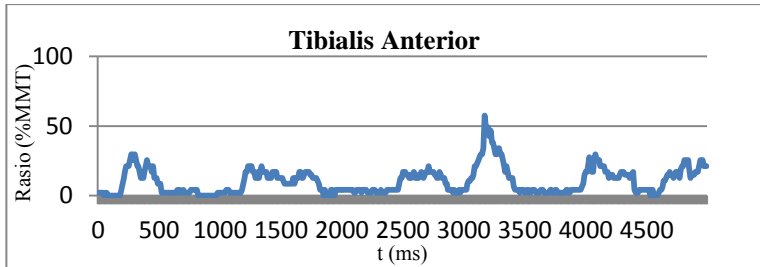
Nilai maksimum dari setiap MMT digunakan untuk normalisasi terhadap sinyal EMG yang diambil saat gerakan berjalan. Dari sinyal EMG yang telah direkam tersebut dilakukan normalisasi nilai berdasarkan nilai maksimum yang telah diperoleh pada proses MMT. Berikut merupakan hasil normalisasi sinyal EMG pada masing-masing otot. Berikut merupakan data sinyal otot yang telah dinormalisasi dengan MMT.



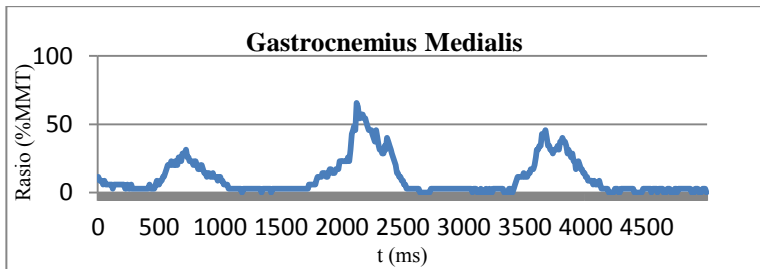
Gambar 4. 37 Data FSR gerakan Berjalan



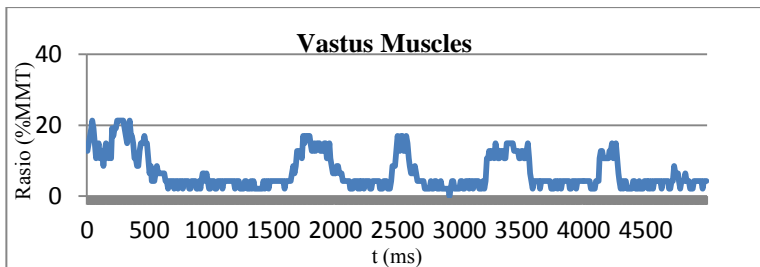
Gambar 4. 38 Data berjalan otot Soleus Ankle



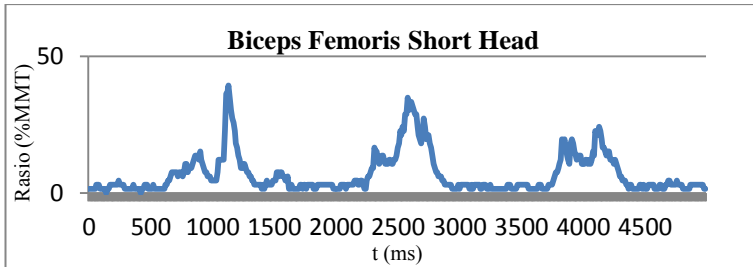
Gambar 4. 39 Data berjalan otot Tibialis Anterior



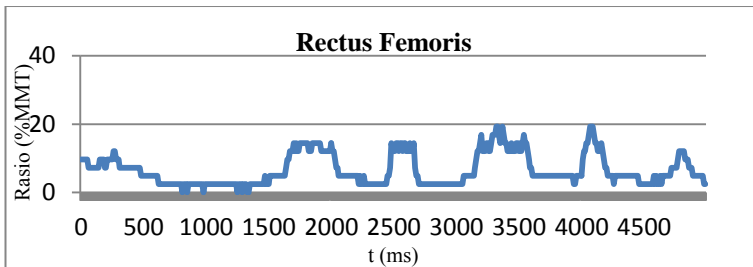
Gambar 4. 40 Data berjalan otot Gatrocnemius Medialis



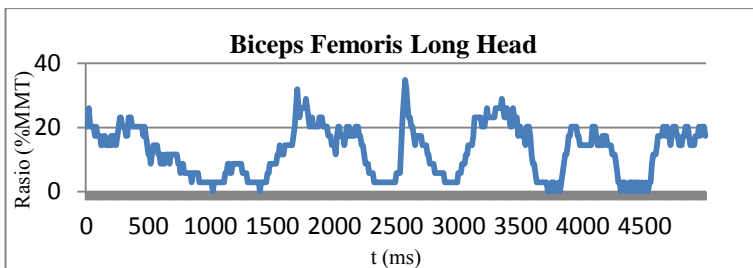
Gambar 4. 41 Data berjalan otot Vastus Muscles



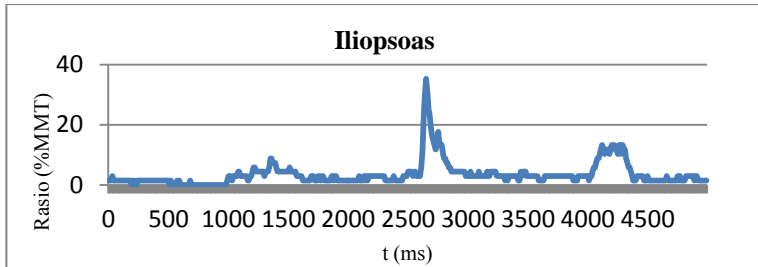
Gambar 4. 42 Biceps Femoris Short Head



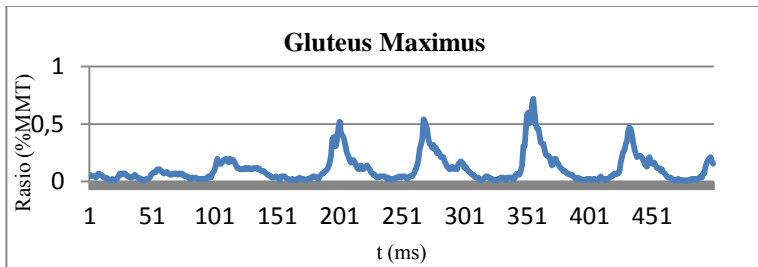
Gambar 4. 43 Data berjalan otot Rectus Femoris



Gambar 4. 44 Data berjalan otot Biceps Femoris Long Head



Gambar 4. 45 Data berjalan otot Iliopsoas



Gambar 4. 46 Data Berjalan otot Gluteus Maximus

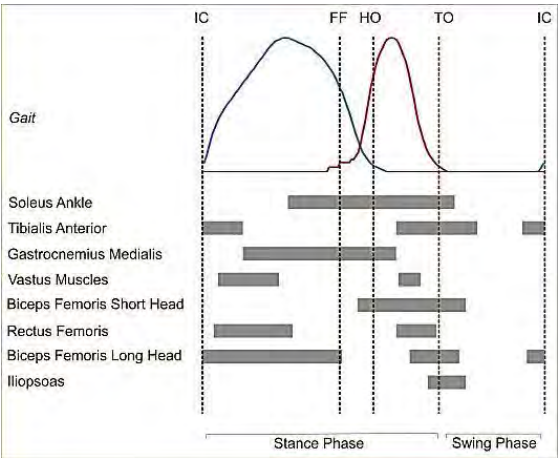
Pemrosesan selanjutnya terhadap sinyal EMG pada masing-masing otot yang sudah di-normalisasi adalah melakukan *thresholding*. *Threshold* ditetapkan sebesar 10% dari nilai maximum MMT. Proses *thresholding* yang dimaksud di sini, yaitu apabila sinyal hasil normalisasi melebihi nilai *threshold*, maka sinyal tersebut akan digambarkan sebagai pulsa. Berikut merupakan hasil analisa *gait* dan *thresholding*.

Tabel 4. 6 Data gait saat pengambilan dengan otot iliopsoas

Stride ke-	Gait Event (%cycle gait)				
	IC	FF	HO	TO	IC
1	0,00	40,13	50,00	69,08	100,00
2	0,00	35,48	43,23	67,74	100,00

Tabel 4. 7 Data gait saat pengambilan dengan otot gluteus maximus

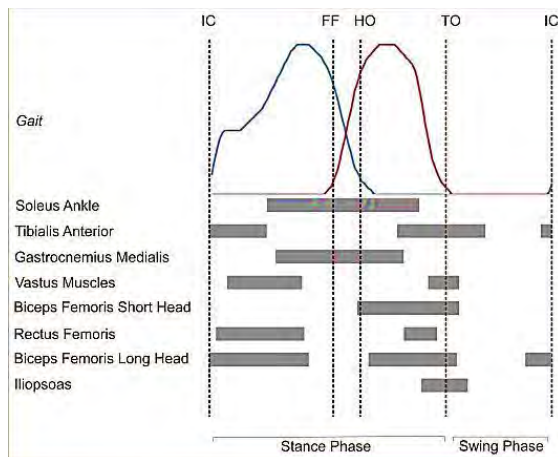
Stride ke-	Gait Event (%cycle gait)				
	IC	FF	HO	TO	IC
1	0,00	32,28	48,10	67,72	100,00
2	0,00	22,64	30,19	64,15	100,00



Gambar 4. 47 Hasil Tresholding pengambilan dengan dengan otot iliopsoas stride ke-1

Tabel 4. 8 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas stride ke-1

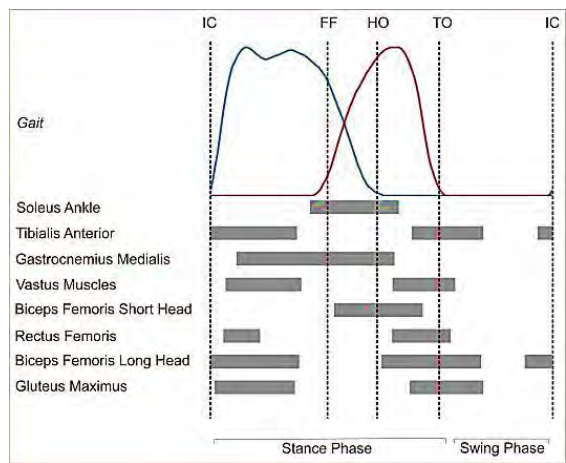
Stride 1						
Data Otot	Aktivitas ke-1 (%cycle gait)		Aktivitas ke-2 (%cycle gait)		Aktivitas ke-3 (%cycle gait)	
	Start	Stop	Start	Stop	Start	Stop
Soleus Ankle	25,00	73,68				
Tibialis Anterior	0,00	11,84	56,58	81,58	92,76	100,00
Gastrocnemius Medialis	11,84	56,58				
Vastus Muscles	4,61	22,37	57,24	63,82		
Biceps Femoris Short Head	45,39	76,97				
Rectus Femoris	3,29	26,32	56,58	68,42		
Biceps Femoris Long Head	0,00	40,79	60,53	75,00	94,74	100,00
Iliopsoas	65,79	76,97				



Gambar 4. 48 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas pada stride ke-2

Tabel 4. 9 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot iliopsoas pada stride ke-2

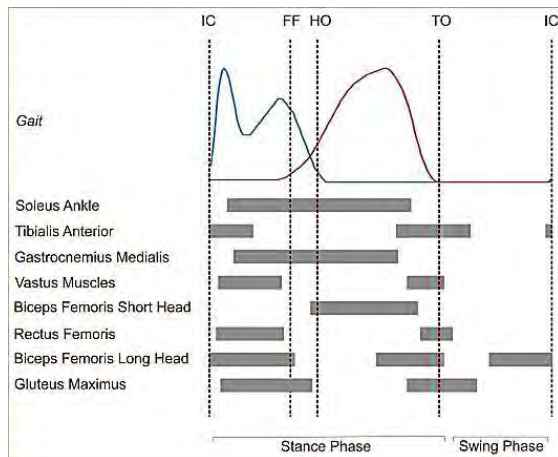
Stride 2						
Data Otot	Aktivitas ke-1 (%cycle gait)		Aktivitas ke-2 (%cycle gait)		Aktivitas ke-3 (%cycle gait)	
	Start	Stop	Start	Stop	Start	Stop
Soleus Ankle	16,77	61,29				
Tibialis Anterior	0,00	16,77	54,84	80,65	96,77	100,00
Gastrocnemius Medialis	19,35	56,77				
Vastus Muscles	5,16	27,10	63,87	72,90		
Biceps Femoris Short Head	43,23	72,90				
Rectus Femoris	1,94	27,74	56,77	66,45		
Biceps Femoris Long Head	0,00	29,03	46,45	72,26	92,26	100,00
Iliopsoas	61,94	75,48				



Gambar 4. 49 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot Gluteus Maximus pada stride ke-1

Tabel 4. 10 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot Gluteus Maximus pada stride ke-1

Stride 1						
Data Otot	Aktivitas ke-1 (%cycle gait)		Aktivitas ke-2 (%cycle gait)		Aktivitas ke-3 (%cycle gait)	
	Start	Stop	Start	Stop	Start	Stop
Soleus Ankle	29,11	55,06				
Tibialis Anterior	0,00	25,32	58,86	79,75	95,57	100,00
Gastrocnemius Medialis	7,59	53,80				
Vastus Muscles	4,43	26,58	53,16	71,52		
Biceps Femoris Short Head	36,08	62,03				
Rectus Femoris	3,80	14,56	55,06	72,15		
Biceps Femoris Long Head	0,00	25,95	50,00	79,11	91,77	100,00
Gluteus Maximus	1,27	56,33	58,23	79,75		



Gambar 4. 50 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot gluteus maximus pada stride ke-2

Tabel 4. 11 Hasil Tresholding pengambilan dengan otot gluteus maximus pada stride ke-2

Stride 2						
Data Otot	Aktivitas ke-1 (%cycle gait)		Aktivitas ke-2 (%cycle gait)		Aktivitas ke-3 (%cycle gait)	
	Start	Stop	Start	Stop	Start	Stop
Soleus Ankle	5,03	58,49				
Tibialis Anterior	0,00	12,58	53,46	74,84	98,11	100,00
Gastrocnemius Medialis	7,55	54,09				
Vastus Muscles	2,52	20,75	56,60	67,30		
Biceps Femoris Short Head	28,93	59,75				
Rectus Femoris	1,89	21,38	60,38	69,81		
Biceps Femoris Long Head	0,00	24,53	47,80	67,30	81,76	100,00
Gluteus Maximus	3,14	29,56	56,60	76,73		

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan perancangan yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa sinyal EMG dapat diakuisisi dengan instrumentasi EMG yang terdiri dari penguat instrumentasi dengan penguatan ± 1000 kali, HPF +40dB/dec 20 Hz, LPF -40dB/dec 500 Hz dan BSF +40dB/dec 50 Hz. Kemudian, berdasarkan perbandingan nilai maximum dari *linear envelope* saat proses MMT, didapatkan bahwa nilai *linear envelope* dari *hardware* memiliki nilai maksimum yang lebih besar dibandingkan dengan *linear envelope* hasil pengolahan program komputer namun keduanya memiliki pola yang sama. Berdasarkan kesamaan pola yang dihasilkan, kedua metode ini dapat diaplikasikan namun dalam kondisi yang berbeda. Dengan menggunakan *hardware*, metode ini dapat digunakan untuk pengolahan sinyal *raw* dengan frekuensi tinggi karena dengan pengolahan secara *hardware*, sinyal dapat diakuisisi dengan frekuensi sampling yang lebih rendah. Sedangkan untuk *linear envelope* dengan menggunakan *software* dapat dilakukan untuk pengolahan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah. Pengolahan dengan *software* ini akan mengurangi kesalahan yang diakibatkan perubahan nilai dari komponen yang nilainya dapat terpengaruh oleh lingkungan.

Selanjutnya hasil perekaman sinyal EMG dan proses pengolahan normalisasi dengan nilai maksimum MMT dengan menggunakan program komputer, didapatkan bahwa setiap otot memiliki *onset* dan durasi kontraksi yang berbeda-beda selama melakukan satu siklus *gait* yang telah tercantum pada Tabel 4.8 – Tabel 4.11.

Kelemahan dari sistem ini adalah pengambilan data terbatas pada kabel yang menghubungkan instrumentasi dengan elektroda yang terpasang pada otot sehingga setiap pengambilan data hanya bisa dilakukan untuk 2 siklus *gait*. Selain itu, metode *thresholding* dengan nilai yang tetap yaitu sebesar 10% dari nilai maksimum MMT tidak dapat dilakukan kepada seluruh data yang telah disimpan karena otot yang berkontraksi memiliki persentase minimum yang berbeda-beda terhadap MMT.

5.2 Saran

Saran yang dapat diberikan untuk pengembangan penelitian selanjutnya terbagi atas dua bidang, yaitu *hardware* dan *software*. Berdasarkan keterbatasan *hardware* pengambilan data, pengembangan lebih lanjut yang dapat dilakukan yaitu perancangan instrumentasi EMG yang dapat bekerja secara *wireless* sehingga pengambilan data sinyal EMG dapat dilakukan lebih efektif. Dan keterbatasan proses *thresholding* pada *software* dapat dikembangkan lebih lanjut dengan menggunakan nilai *threshold* yang dapat disesuaikan dengan persentase minimum yang berbeda-beda terhadap MMT dari sinyal EMG yang diakuisisi setiap pengambilan data. Hasil tugas akhir ini diharapkan dapat ditindaklanjuti dengan penelitian lanjutan ekstraksi informasi pola EMG untuk stimulasi *functional electrical stimulation* pada restorasi kemampuan berjalan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Arrofiqi, Fauzan. *“Pengembangan Perangkat Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan Functional Electrical Stimulation System”*, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2015.
- [2] A.Arifin (2010), Materi Mata Kuliah Pengenalan Bidang Riset.
- [3] Bambang Supeno, Rachmad Setiawan, Achmad Arifin, 2012. *“Disain Wireless Functional Electrical Stimulator menggunakan X-Bee Pro”*, EECCIS2012, 2012.
- [4] Hubli, M., Bolliger, M., Limacher, E., R. Luft, A., Dietz, V. *“Spinal neuronal dysfunction after stroke. Experimental Neurology”*, 2012.
- [5] Cheryl ,L.L.,Milos,R.P.,2008. *“Functional Electrical Stimulation:Closed loop control of induced muscle contractions”*, IEEE control system magazine, 2012
- [6] Chou, C.H., Chen, S., Hwang, Y.S., Ho, C.S., Chen, C.C., Chen, S.C., Chen, Y.L., May. *“Application of FES for Hemiplegia in Extremity Coordination Training”*, in: (iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Presented at the (iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pp.1–4.
- [7] Azman, A.W., Naeem, J., Mustafah, Y.M., July. *“The design of non-invasive functional electrical stimulation (FES) for restoration of muscle function”*, in: 2012 International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE). Presented at the 2012 International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE), pp. 612–616.
- [8] Pujiono, *“Rangkaian Elektronika Analog”*, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
- [9] Hanif Messa, *“Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroler ARM”*, Institut Teknologi Sepuluh November, 2015.
- [10] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.

- [11] INTERLINK Electronics,"Force Sensing Resistors (FSR) Integration Guide and Evaluation Part Catalog", www.interlinkelectronics.com, Maret 2011.
- [12] Brzilay, Ouriel "*A Fast Implementation for EMG Signal Linear Envelope Computation*",Journal of Electromyography and Kinesiology,2011.
- [13] Rose, William "Mathematics and Signal Processing for Biomechanics.2014.

LAMPIRAN A

A.1. *Source-code* Pengolahan *Maximum Muscle Test* (MMT)

```
//Penyearah
for i:=0 to ndatammt-1 do
begin
    dataemgrec1[i]:=sqrt(sqr(dataemg1raw[i]));
    dataemgrec2[i]:=sqrt(sqr(dataemg2raw[i]));
    dataemgrec3[i]:=sqrt(sqr(emg3rawav[i]));
    dataemgrec5[i]:=sqrt(sqr(dataemg5raw[i]));
    dataemgrec6[i]:=sqrt(sqr(dataemg6raw[i]));
    dataemgrec7[i]:=sqrt(sqr(emg7rawav[i]));
    dataemgrec8[i]:=sqrt(sqr(emg8rawav[i]));
    dataemgrec11[i]:=sqrt(sqr(dataemg11raw[i]));
    dataemgrec12[i]:=sqrt(sqr(dataemg12raw[i]));
end;

//Low Pass Filter
fc:=2;
wp:=2*pi*fc;
T:=1/fsmmt;

for i:=0 to 5 do
begin
    dataemgrec1[-i]:=dataemgrec1[i];lpfEMG1[-i] :=
        lpfEMG1[0];
    dataemgrec2[-i]:=dataemgrec2[i];lpfEMG2[-i] :=
        lpfEMG2[0];
    dataemgrec3[-i]:=dataemgrec3[i];lpfEMG3[-i] :=
        lpfEMG3[0];
    dataemgrec5[-i]:=dataemgrec5[i];lpfEMG5[-i] :=
        lpfEMG5[0];
    dataemgrec6[-i]:=dataemgrec6[i];lpfEMG6[-i] :=
        lpfEMG6[0];
    dataemgrec7[-i]:=dataemgrec7[i];lpfEMG7[-i] :=
        lpfEMG7[0];
    dataemgrec8[-i]:=dataemgrec8[i];lpfEMG8[-i] :=
        lpfEMG8[0];
    dataemgrec11[-i]:=dataemgrec11[i];lpfEMG11[-i] :=
        lpfEMG11[0];
    dataemgrec12[-i]:=dataemgrec12[i];lpfEMG12[-i] :=
        lpfEMG12[0];
end;

for i:=0 to ndatammt-1 do
begin
```



```

lpfEMG1[i] := ((wp*T*dataemgrec1[i-1]) + (wp*T*dataemgrec1[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG1[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG2[i] := ((wp*T*dataemgrec2[i-1]) + (wp*T*dataemgrec2[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG2[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG3[i] := ((wp*T*dataemgrec3[i-1]) + (wp*T*dataemgrec3[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG3[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG5[i] := ((wp*T*dataemgrec5[i-1]) + (wp*T*dataemgrec5[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG5[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG6[i] := ((wp*T*dataemgrec6[i-1]) + (wp*T*dataemgrec6[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG6[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG7[i] := ((wp*T*dataemgrec7[i-1]) + (wp*T*dataemgrec7[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG7[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG8[i] := ((wp*T*dataemgrec8[i-1]) + (wp*T*dataemgrec8[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG8[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG11[i] := ((wp*T*dataemgrec11[i-1]) + (wp*T*dataemgrec11[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG11[i-1])) / ((wp*T)+2);
lpfEMG12[i] := ((wp*T*dataemgrec12[i-1]) + (wp*T*dataemgrec12[i]) - (((wp*T)-2)*lpfEMG12[i-1])) / ((wp*T)+2);

//nilai maksimum MMT
swemg1max :=maxvalue(lpfEMG1);hwemg1max :=
maxvalue(dataemg1le);
swemg2max :=maxvalue(lpfEMG2);hwemg2max :=
maxvalue(dataemg2le);
swemg3max :=maxvalue(lpfEMG3);hwemg3max :=
maxvalue(emg3leav);
swemg4max :=maxvalue(lpfEMG5);hwemg4max :=
maxvalue(dataemg5le);
swemg5max :=maxvalue(lpfEMG6);hwemg5max :=
maxvalue(dataemg6le);
swemg6max :=maxvalue(lpfEMG7);hwemg6max :=
maxvalue(emg7leav);
swemg7max :=maxvalue(lpfEMG8);hwemg7max :=
maxvalue(emg8leav);
swemg8max :=maxvalue(lpfEMG11);hwemg8max :=
maxvalue(dataemg11le);
swemg9max :=maxvalue(lpfEMG12);hwemg9max :=
maxvalue(dataemg12le);

```

A.2. Source-code Pengolahan Gerakan Berjalan

```
//Normalisasi data Gait dan Sinyal EMG
maxheel := MaxValue(dataheelenv);
maxtoe := MaxValue(datatoeenv);

minheel := 10000;
mintoe := 10000;

for i:=0 to ndataenv-1 do
begin
    if (dataheelenv[i]<minheel) then
    begin
        minheel:=dataheelenv[i];
    end;
    if (datatoeenv[i]<mintoe) then
    begin
        mintoe:=datatoeenv[i];
    end;
end;

for i:=0 to ndataenv-1 do
begin
    normtoeenv[i]:=(datatoeenv[i]-mintoe)/(maxtoe-mintoe);
    normheelenv[i]:=(dataheelenv[i]-minheel)/(maxheel-
        minheel);
    normemg1env[i]:=(dataemg1env[i])/(hwemg1max);
    normemg2env[i]:=(dataemg2env[i])/(hwemg2max);
    normemg3env[i]:=(dataemg3env[i])/(hwemg3max);
    normemg4env[i]:=(dataemg4env[i])/(hwemg4max);
    normemg5env[i]:=(dataemg5env[i])/(hwemg5max);
    normemg6env[i]:=(dataemg6env[i])/(hwemg6max);
    normemg7env[i]:=(dataemg7env[i])/(hwemg7max);

    if RadioButton1.Checked then
        normemg8env[i]:=(dataemg8env[i])/(hwemg8max);
    if RadioButton2.Checked then
        normemg8env[i]:=(dataemg8env[i])/(hwemg9max);
end;
```

```

//Deteksi Fase Gait
st := 2;
stride := 0;

for i:= 0 to ndataenv-1 do
begin
  if (st = 2) then
  begin
    if (normheelenv[i] <= tr) then
    begin
      st := 3;
      heeloff[stride] := i;
    end;
  end

  else if (st = 3) then
  begin
    if (normtoeenv[i] <= tr) then
    begin
      st := 4;
      toeeoff[stride] := i;
    end;
  end

  else if (st = 4) then
  begin
    if (normheelenv[i] >= tr) then
    begin
      st := 1;
      initialcontact[stride] := i;
      Inc(stride);
    end;
  end

  else if (st = 1) then
  begin
    if (normtoeenv[i] >= tr) then
    begin
      st := 2;
      footflat[stride] := i;
    end;
  end;
end;

```

```

// Data up stride
for i:=0 to ndataenv-1 do
begin
    heelstride[i]:=0;
    toestride[i]:=0;
end;

strideke:=strideke+1;

for i:=initialcontact[strideke-1] to
    initialcontact[strideke] do
begin
    heelstride[i]:=normheelenv[i];
    toestride[i]:=normtoeenv[i];
end;

maxheelstride := MaxValue(heelstride);
maxtoestride := MaxValue(toestride);

minheelstride := 10000;
mintoestride := 10000;

for i:=initialcontact[strideke-1] to
    initialcontact[strideke] do
begin
    if (heelstride[i]<minheelstride) then
begin
        minheelstride:=heelstride[i];
    end;
    if (toestride[i]<mintoestride) then
begin
        mintoestride:=toestride[i];
    end;
end;

for i:=initialcontact[strideke-1] to
    initialcontact[strideke] do
begin
    normheelstride[i]:=(heelstride[i]-
        minheelstride)/(maxheelstride-minheelstride);
    normtoestride[i]:=(toestride[i]-
        mintoestride)/(maxtoestride-mintoestride);
end;

st := 4;
for i:=initialcontact[strideke-1]-1 to
    initialcontact[strideke] do
begin
    if (st = 4) then
begin

```

```

if (normheelstride[i] >= tr) then
begin
  st := 1;
  IntToStr(i));
  end;
  end

  else if (st = 1) then
  begin
    if (normtoestride[i] >= tr) then
    begin
      st := 2;
      IntToStr(i));
      end;
    end

    else if (st = 2) then
    begin
      if (normheelstride[i] <= tr) then
      begin
        st := 3;
        IntToStr(i));
        end;
      end

      else if (st = 3) then
      begin
        if (normtoestride[i] <= tr) then
        begin
          st := 4;
          IntToStr(i));
          end;
        end;
      end;
    end;

  // Data down stride
  for i:=0 to ndataenv-1 do
  begin
    heelstride[i]:=0;
    toestride[i]:=0;
  end;

  strideke:=strideke-1;

  for i:=initialcontact[strideke-1] to
    initialcontact[strideke] do
  begin
    heelstride[i]:=normheelenv[i];

```

```

        tostride[i]:=normtoeenv[i];
    end;

    maxheelstride := MaxValue(heelstride);
    maxtostride := MaxValue(tostride);

    minheelstride := 10000;
    mintostride := 10000;

    for i:=initialcontact[strideke-1] to
        initialcontact[strideke] do
    begin
        if (heelstride[i]<minheelstride) then
            begin
                minheelstride:=heelstride[i];
            end;
        if (tostride[i]<mintostride) then
            begin
                mintostride:=tostride[i];
            end;
        end;
    end;

    for i:=initialcontact[strideke-1] to
        initialcontact[strideke] do
    begin
        normheelstride[i]:=(heelstride[i]-
            minheelstride)/(maxheelstride-minheelstride);
        normtostride[i]:=(tostride[i]-
            mintostride)/(maxtostride-mintostride);
    end;

    st := 4;
    for i:=initialcontact[strideke-1]-1 to
        initialcontact[strideke] do
    begin
        if (st = 4) then
            begin
                if (normheelstride[i] >= tr) then
                    begin
                        st := 1;
                        IntToStr(i);
                    end;
                end

                else if (st = 1) then
                    begin
                        if (normtostride[i] >= tr) then
                            begin
                                st := 2;
                                IntToStr(i);

```

```

        end;
    end

    else if (st = 2) then
    begin
        if (normheelstride[i] <= tr) then
        begin
            st := 3;
IntToStr(i));
            end;
        end

        else if (st = 3) then
        begin
            if (normtoestride[i] <= tr) then
            begin
                st := 4;
IntToStr(i));
            end;
        end;
    end;
end;

//thresholding
konstantaenv;
b:=0.1;           //thresholding 10%

for i:=0 to ndataenv-1 do
begin
    thresEMG1[i]:=0;
end;

for i:=initialcontact[strideke-1] to
    initialcontact[strideke] do
begin
    if normemg1env[i]>b then thresEMG1[i]:=0.5
    else thresEMG1[i]:=0;

    if normemg2env[i]>b then thresEMG2[i]:=0.5
    else thresEMG2[i]:=0;

    if normemg3env[i]>b then thresEMG3[i]:=0.5
    else thresEMG3[i]:=0;

    if normemg4env[i]>b then thresEMG4[i]:=0.5
    else thresEMG4[i]:=0;

    if normemg5env[i]>b then thresEMG5[i]:=0.5
    else thresEMG5[i]:=0;

```

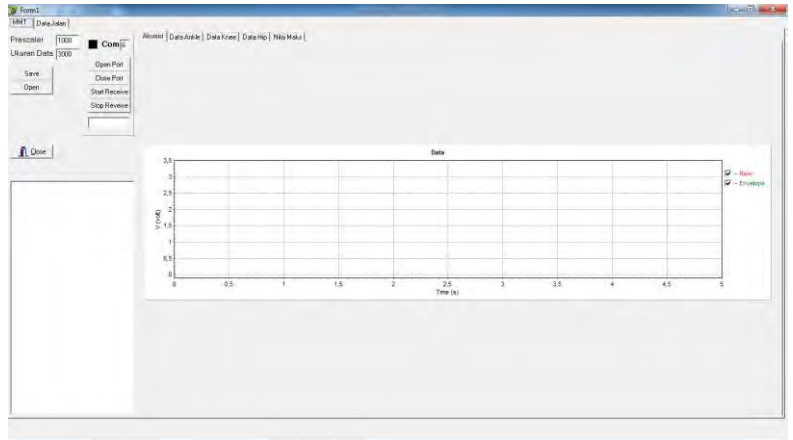
```
if normemg6env[i]>b then thresEMG6[i]:=0.5
else thresEMG6[i]:=0;

if normemg7env[i]>b then thresEMG7[i]:=0.5
else thresEMG7[i]:=0;

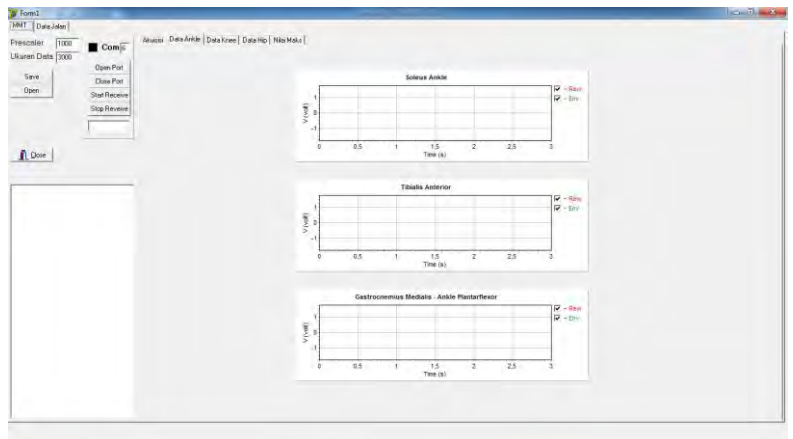
if normemg8env[i]>b then thresEMG8[i]:=0.5
else thresEMG8[i]:=0;
end;
```


LAMPIRAN B

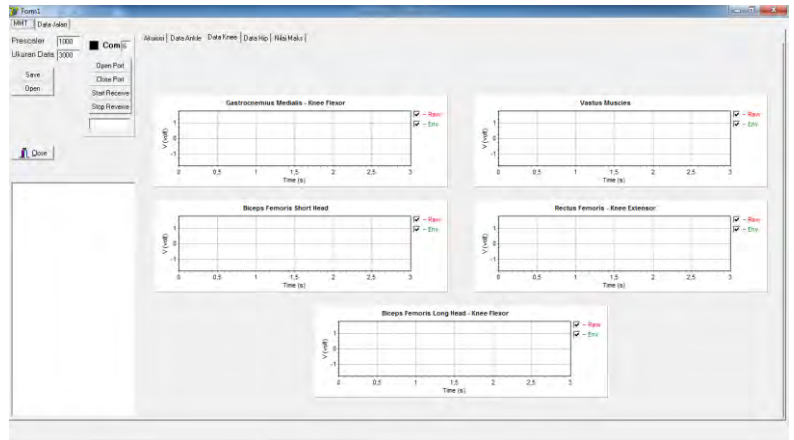
B.1. *Screenshoot Antarmuka Akuisisi MMT*



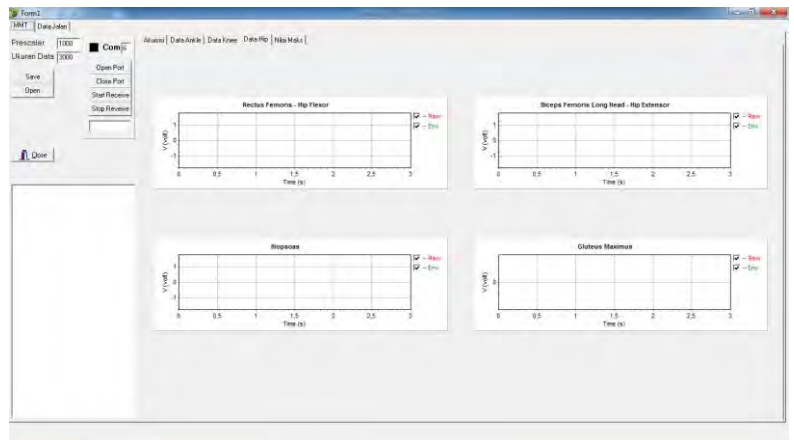
B.2. *Screenshoot Antarmuka Data MMT Otot-Otot yang Menggerakkan Ankle*



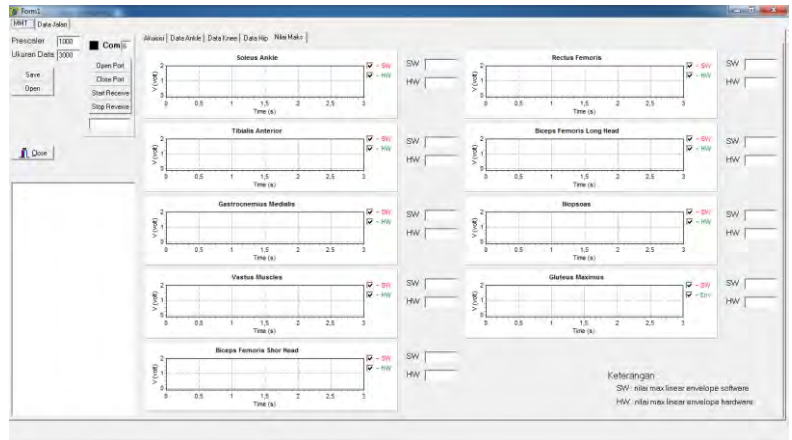
B.3. *Screenshoot Antarmuka Data MMT Otot-Otot yang Menggerakkan Knee*



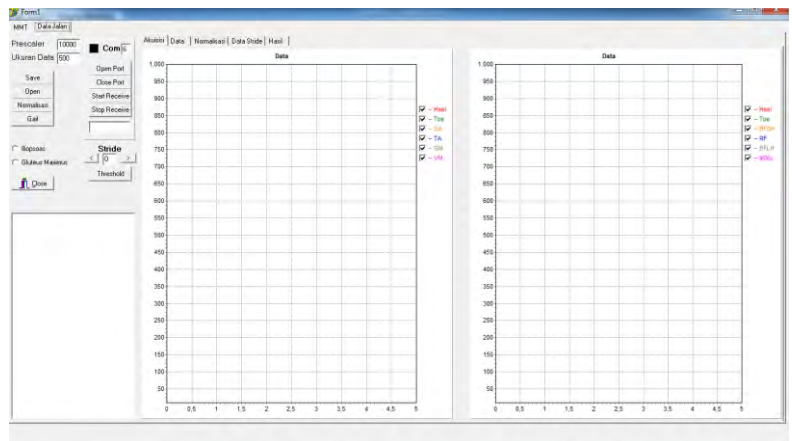
B.4. *Screenshoot Antarmuka Data MMT Otot-Otot yang Menggerakkan Hip*



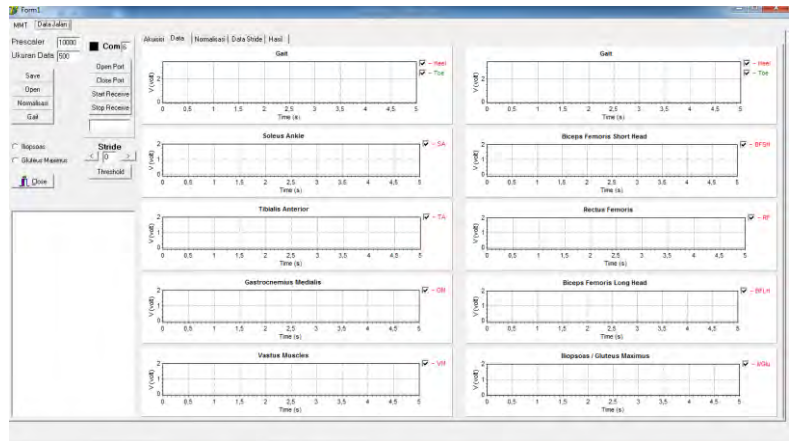
B.6. *Screenshoot* Antarmuka Akuisisi Data Sinyal EMG dalam Gerakan Berjalan



B.6. *Screenshoot* Antarmuka Akuisisi Data Sinyal EMG dalam Gerakan Berjalan



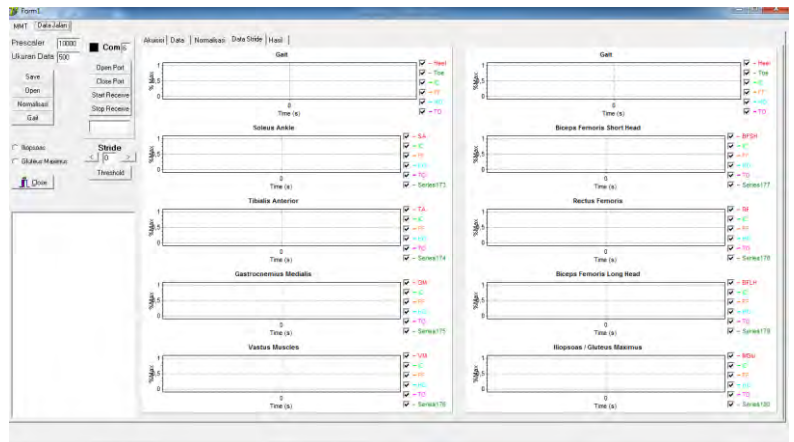
B.7. Screenshoot Antarmuka Data Sinyal EMG dalam Gerakan Berjalan



B.8. Screenshoot Antarmuka Normalisasi Data Sinyal EMG dalam Gerakan Berjalan



B.9. Screenshoot Antarmuka Data per-Stride dan Thresholding



B.10. Screenshoot Antarmuka Data Pola Aktivasi Otot

The screenshot displays the 'Form1' application window. The top menu bar includes 'Menu', 'Data', 'Normalisasi', 'Data Slide', and 'Hasi'. The 'Data' menu is currently open, showing options like 'Preset', 'Normalisasi', 'Data Slide', and 'Hasi'. The main area is a table with columns for 'Gait Event', 'IC', 'FF', 'HO', 'TO', and '% Cycle Gait'. The rows represent different muscles: 'Solus Ankle', 'Tibialis Anterior', 'Gastrocnemius Medialis', 'Vastus Muscles', 'Biceps Femoris Short Head', 'Rectus Femoris', 'Biceps Femoris Long Head', and 'Biceps Femoris Medialis'. Each cell in the table contains a checkbox. A 'Slide' button is located between the table and the bottom of the window. The bottom of the window has a 'Hasi' button.

Gait Event	IC	FF	HO	TO	% Cycle Gait
Solus Ankle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Tibialis Anterior	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Gastrocnemius Medialis	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Vastus Muscles	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Biceps Femoris Short Head	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Rectus Femoris	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Biceps Femoris Long Head	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait
Biceps Femoris Medialis	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	% Cycle Gait

RIWAYAT PENULIS



Penulis memiliki nama lengkap Rusyadi Wihardi. Dilahirkan di Padang pada tanggal 25 September 1993. Penulis merupakan anak ke-2 dari dua bersaudara dengan 1 orang kakak perempuan. Sejak lahir penulis menjalani hidup di Padang hingga memasuki usia 5 tahun, penulis beserta ayah, ibu, dan kakak pindah ke Tangerang. Penulis memulai pendidikan formal di SDN Sukasari 6 pada tahun 1999 - 2005. Melanjutkan pendidikan ke SMP Negeri 4 Tangerang hingga tahun 2008, dan melanjutkan pendidikan ke SMA Negeri 2 Tangerang hingga tahun 2011. Lulus SMA penulis melanjutkan jenjang pendidikan selanjutnya di Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Jurusan Teknik Elektro, bidang studi Elektronika. Semasa kuliah penulis aktif dalam kegiatan mahasiswa yaitu sebagai pengurus Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro (HIMATEKTRO) dan juga tim robotika ITS.

Email : didirsydi@gmail.com / rusyadi.wihardi11@mhs.ee.its.ac.id